



Травма

www.mif-ua.com

25
років

Том 26, № 3, 2025



AKSİMED
КЛІНІКА СУЧАСНОЇ НЕВРОЛОГІЇ

РЕАБІЛІТАЦІЯ ПІСЛЯ ІНСУЛЬТІВ І ТРАВМ

НЕВРОЛОГІЧНА КЛІНІКА "АКСІМЕД"

ВУЛ. ТУМАНЯНА, 3 • AKSIMED.UA

(044) 390-00-55

20 РОКІВ
ДОСВІДУ



САМОПІКУВАННЯ МОЖЕ БУТИ ШКІДЛИВИМ ДЛЯ ВАШОГО ЗДОРОВ'Я

Міністерство охорони здоров'я України
Донецький національний медичний університет
Науково-дослідний інститут травматології та ортопедії
Асоціація ортопедів-травматологів України

Ministry of Health Service of Ukraine
Donetsk National Medical University
Research and Development Institute of Traumatology and Orthopedics
Association of Traumatologist and Orthopedists of Ukraine

Травма

TRAUMA

Travma

Спеціалізований рецензований науково-практичний журнал
Заснований у січні 2000 року
Періодичність виходу 6 разів на рік

Том 26, № 3, 2025

Specialized reviewed practical scientific journal
Founded in January 2000
Periodicity 6 numbers per year

Volume 26, № 3, 2025

Включений в наукометричні і спеціалізовані бази даних

Scopus,

НБУ ім. В.І. Вернадського, «Україніка наукова», «Наукова періодика України»,
Ulrichsweb Global Serials Directory, CrossRef, WorldCat, Google Scholar, ICMJE, SHERPA/RoMEO, BASE,
NLM-catalog, NLM-Locator Plus, EBSCO, OUCI



mif-ua.com



Open Journal System

Травма

Travma

Спеціалізований рецензований
науково-практичний журнал

Том 26, № 3, 2025

ISSN 1608-1706 (print),
ISSN 2307-1397 (online)



Засновник журналу:
Донецький національний медичний
університет

Адреса редакції:
E-mail: medredactor.vdz@gmail.com
(Тема: До редакції журналу «Травма»)
Телефон: +38 (067) 325-10-26
www.mif-ua.com, http://trauma.zaslavsky.com.ua

Електронні адреси для звертань
З питань публікації статей
fedorklimovitskiy@gmail.com
medredactor.vdz@gmail.com

З питань розміщення реклами
та інформації про лікарські засоби
v_iliyna@ukr.net

Журнал внесено до переліку наукових фахових видань України, в яких можуть публікуватися результати дисертаційних робіт на здобуття наукових ступенів доктора і кандидата наук. Наказ МОН України від 26.11.2020 № 1471. Категорія Б.

Рекомендовано до друку та до поширення через мережу Інтернет вченою радою Донецького національного медичного університету, протокол № 2 від 27.02.2025 р.

Реєстрація: ідентифікатор медіа R30-05649. Рішення Національної ради України з питань телебачення та радіомовлення № 3279 від 05.12.2024. Адреса, за якою здійснюється редакційний контроль: Україна, м. Кропивницький, вул. Ю. Коваленка, буд. 4а

Українською та англійською мовами

Формат: 60x84/8. Ум. друк. арк. 10,00.
Тираж 8000 прим. Зам. 2025-trauma-126.

Видавець Заславський О.Ю.
zaslavsky@i.ua
Свідоцтво суб'єкта видавничої справи
ДК № 2128 від 13.05.2005

Друк: ТОВ «Ландпрес»

Головний редактор

Климовицький Федір Володимирович
(Лиман, Україна)

Заступник головного редактора

Чорний Володимир Сергійович
(Київ, Україна)

Відповідальний секретар

Гузовська М.Д. (Краматорськ, Україна)

Редакційна колегія

Бондаренко С.Є. (Харків, Україна),
Бур'янов О.А. (Київ, Україна),
Головач І.Ю. (Київ, Україна),
Зазірний І.М. (Київ, Україна),
Страфун С.С. (Київ, Україна),
Тяжелов О.А. (Харків, Україна),
Філіпенко В.А. (Харків, Україна),
Чернишова О.Є. (Краматорськ, Україна),
Hagen Schmal (Фрайбург-ім-Брайсгау,
Німеччина),
Robert Smigielski (Варшава, Польща),
Francesco Benazzo (Павія, Італія)

Редакційна рада

Анкін М.Л. (Київ, Україна),
Головаха М.Л. (Запоріжжя, Україна),
Гур'єв С.О. (Київ, Україна),
Климовицький Р.В. (Лиман, Україна),
Король С.О. (Київ, Україна),
Левицький А.Ф. (Київ, Україна),
Піонтковський В.К. (Рівне, Україна),
Сулима В.С. (Івано-Франківськ, Україна),
Сухін Ю.В. (Одеса, Україна),
Філь А.Ю. (Львів, Україна),
Ярмолюк Ю.О. (Київ, Україна)

Редакція не завжди поділяє думку автора публікації. Відповідальність за вірогідність фактів, власних імен та іншої інформації, використаної в публікації, несе автор. Передрук та інше відтворення в якій-небудь формі в цілому або частково статей, ілюстрацій або інших матеріалів дозволені тільки при попередній письмовій згоді редакції та з обов'язковим посиланням на джерело. Усі права захищені.

© Донецький національний медичний університет, 2025
© НДІ травматології та ортопедії Донецького національного медичного університету, 2025
© Заславський О.Ю., 2025

Травма

Travma

Specialized reviewed
practical scientific journal

Volume 26, № 3, 2025

ISSN 1608-1706 (print),
ISSN 2307-1397 (online)



Founder:
**Donetsk National Medical
University**

Editorial office address:

E-mail: medredactor.vdz@gmail.com

(Subject: Editorial board of the «Trauma» Journal)

Tel.: +38 (067) 325-10-26

www.mif-ua.com, <https://trauma.zaslavsky.com.ua>

Correspondence addresses

Editorial office address

fedorklimovitskiy@gmail.com

medredactor.vdz@gmail.com

**Advertising and Drug
Promotion Department**
v_iliyna@ukr.net

The journal is included in the list of scientific periodicals of Ukraine, which can publish the results of dissertations on competition of the scientific degrees of doctor and candidate of sciences. Order of the MES of Ukraine dated 26.11.2020 No. 1471. Category B

Recommended for publication and distribution over the Internet by the scientific council of the Donetsk National Medical University, protocol No. 2 dated 27.02.2025

Registration: Media identifier R30-05649. Decision of the National Council of Ukraine on Television and Radio Broadcasting No. 3279 dated December 5, 2024. The address at which the editorial control is carried out: Ukraine, Kropyvnytskyi, Yu. Kovalenka st., 4a

In Ukrainian and English

Folio: 60x84/8. Printer's sheet 10,00.

Circulation 8000. Order 2025-trauma-126.

Publisher Zaslavsky O.Yu.
zaslavsky@i.ua

Publishing entity certificate
ДК № 2128 dated 13.05.2005

Print: Landpress Ltd.

Editor-in-Chief

Klymovytsky Fedir

(Lyman, Ukraine)

Deputy Editor-in-Chief

Chorny Volodymyr

(Kyiv, Ukraine)

Executive Secretary

Huzovska Maria (Kramatorsk, Ukraine)

Editorial Board

Bondarenko S.Y. (Kharkiv, Ukraine),

Burianov O.A. (Kyiv, Ukraine),

Golovach I.Yu. (Kyiv, Ukraine),

Zazirny I.M. (Kyiv, Ukraine),

Strafun S.S. (Kyiv, Ukraine),

Tyazhelov Olexiy (Kharkiv, Ukraine),

Filipenko V.A. (Kharkiv, Ukraine),

Chernyshova O.Y. (Kramatorsk, Ukraine),

Hagen Schmal (Freiburg im Breisgau, Germany),

Robert Smigielski (Warszawa, Poland),

Francesco Benazzo (Pavia, Italia)

Editorial Council

Ankin M.L. (Kyiv, Ukraine),

Golovaha M.L. (Zaporizhzhia, Ukraine),

Guryev S.O. (Kyiv, Ukraine),

Klymovytsky R.V. (Lyman, Ukraine),

Korol S.O. (Kyiv, Ukraine),

Levitsky A.F. (Kyiv, Ukraine),

Piontkovsky V.K. (Rivne, Ukraine),

Sulyma V.S. (Ivano-Frankivsk, Ukraine),

Sukhin Y.V. (Odesa, Ukraine),

Fil A.Y. (Lviv, Ukraine),

Yarmoliuk Y.O. (Kyiv, Ukraine)

The editorial board not always shares the author's opinion. The author is responsible for the significance of the facts, proper names and other information used in the paper. No part of this publication, pictures or other materials may be reproduced or transmitted in any form or by any means without permission in writing form with reference to the original. All rights reserved.

© Donetsk National Medical University, 2025
© Research and Development Institute of Traumatology and Orthopedics of Donetsk National Medical University, 2025
© Zaslavsky O.Yu., 2025

Зміст

Оригінальні дослідження

Рушай А.К., Кучин Ю.Л. Профілактика місцевого гіпертензійного ішемічного синдрому у хворих з незрощеннями кісток гомілки	5
Годуадзе Г.Н., Пелипенко О.В. Роль зв'язкового апарату стопи у формуванні складних переломів п'яткової кістки	9
Кваша В.П., Левицький А.Ф., Чорний В.С., Лиходій В.В., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Напружено-деформований стан надплечово-ключичного суглоба при ушкодженні надплечово-ключичних зв'язок та фіксації hook plate (клініко-експериментальне дослідження)	18
Кравченко Д.Д., Страфун О.С., Суворов В.Л., Карпінська О.Д., Карпінський М.Ю. Моделювання роботи м'язів при згинанні верхньої кінцівки в плечовому суглобі	26
Вороді М.В., Васлович В.В., Петрів Т.І., Воробйов В.Р., Величко О.М., Малишева Т.А., Цимбалюк В.І. Динаміка ультраструктурних змін сідничного нерва після його тракційної травми в експерименті	37
Бур'янов О.А., Кваша В.П., Гліба Г.Г., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Математичне моделювання варіантів остеосинтезу гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки під впливом згинаючого навантаження у фронтальній площині	45
Чорна В.В., Коломієць В.В., Коцур Л.Д., Хлестова С.С., Лотоцька Л.Б., Божицька О.М., Аристенко А.А. Емоційне вигорання фахівців мультидисциплінарних команд закладів охорони здоров'я: аналіз зарубіжного досвіду	55
Бондаренко С.Є., Філіпенко В.А., Олінкевич Є.В., Марущак О.П., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Дослідження напружено-деформованого стану моделі стегнової кістки з ревізійною ніжкою після розширеної проксимальної остеотомії залежно від варіантів фіксації кісткового клаптя серкляжним дротом	70
Барков О.О., Карпінська О.Д. Аналіз ревізійних хірургічних втручань на грудному та поперековому відділах хребта після транспедиккулярної фіксації	79

Contents

Original Researches

A.K. Rushai, Yu.L. Kuchin Prevention of local hypertensive ischemic syndrome in patients with nonunion of the tibia	5
H.N. Hoduadze, O.V. Pelypenko The role of the foot ligaments in the formation of complex calcaneal fractures	9
V.P. Kvasha, A.F. Levytskyi, V.S. Chorny, V.V. Lykhodii, M.Yu. Karpinsky, O.V. Yaresko Stress-strain state of the acromioclavicular joint in case of damage to the acromioclavicular ligaments and hook plate fixation (clinical and experimental study)	18
D.D. Kravchenko, O.S. Strafun, V.L. Suvorov, O.D. Karpinska, M.Yu. Karpinsky Modeling muscle work during upper limb flexion in the shoulder joint	26
M.V. Vorodi, V.V. Vaslovych, T.I. Petriv, V.R. Vorobyov, O.M. Velychko, T.A. Malysheva, V.I. Tsymbaliuk Dynamics of ultrastructural changes in sciatic nerve traction injury in an experiment	37
O.A. Burianov, V.P. Kvasha, H.H. Hliba, M.Yu. Karpinsky, O.V. Yaresko Mathematical modeling of osteosynthesis options for the lower leg with a multifragment fracture of the proximal end of the tibia under the influence of bending load in the frontal plane	45
V.V. Chorna, V.V. Kolomiets, L.D. Kotsur, S.S. Khliestova, L.B. Lototska, O.M. Bozhytska, A.A. Arystenko Emotional burnout of specialists of multidisciplinary teams of healthcare institutions: analysis of foreign experience	55
S.Ye. Bondarenko, V.A. Filipenko, Ye.V. Olinkevych, O.P. Marushchak, M.Yu. Karpinsky, O.V. Yaresko Study of the stress-strain state of a femoral model with a revision stem after extended proximal osteotomy depending on the options for fixing the bone flap with a cerclage wire	70
O.O. Barkov, O.D. Karpinska Analysis of revisional surgical interventions in the thoracic and lumbar spine after transpedicular fixation	79

УДК 616.71-001.5-089.84

Рушай А.К., Кучин Ю.Л.

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

Профілактика місцевого гіпертензійного ішемічного синдрому у хворих з незрощеннями кісток гомілки

Резюме. Актуальність. Місцевий гіпертензійний ішемічний синдром (МГІС) визначається як стан, при якому підвищений тканинний тиск у замкнутому просторі призводить до ушкодження нейром'язових структур. Його профілактика при лікуванні незрощень кісток гомілки є важливою запорукою отримання добрих результатів, але це питання в науковій періодиці висвітлено недостатньо. **Мета роботи:** поліпшення результатів комплексного лікування хворих з несправжніми суглобами гомілки на основі зниження тиску і профілактики виникнення МГІС у компартментах гомілки шляхом проведення резекції фібули. **Матеріали та методи.** За запропонованою методикою було проліковано 16 потерпілих з атрофічними незрощеннями кісток гомілки. За класифікацією Weber-Sech незрощення належали до атрофічних. Практично в усіх спостереженнях розвивалися деформуючий остеоартрит, контрактура і больовий синдром гомілковостопного суглоба і суглобів стопи. Діагноз підтверджувався рентгенографічно, мала місце виражена клінічна картина: біль, контрактури, порушення функції опори й пересування. Практично в усіх випадках незрощення кісток гомілки після переломів спостерігалися клінічні прояви місцевого гіпертензійного ішемічного синдрому різного ступеня вираженості, як-от набряки або пастозність, рубцеві деформації гомілки (особливо в нижній її третині). Спостерігалася також деформація і контрактура пальців стопи. Основною причиною розвитку симптомів МГІС є порушення кровообігу. Резекція фібули в умовах хронічного процесу МГІС вирішує завдання фасціотомії всіх компартментів гомілки і поліпшення умов зіставлення і здавлювання уламків у зоні незрощення. Проводилося мультимодальне періопераційне знеболювання. Воно досягалося застосуванням провідникової анестезії, введенням розчину парацетамолу, нестероїдних протизапальних препаратів (декскетопрофену) з підвищенням знеболюючим ефектом, допоміжних речовин. **Результати.** Внутрішньофасціальний тиск у зовнішньому і поверхневому задньому фасціальних компартментах становив $10,11 \pm 0,31$ мм рт.ст. і $8,90 \pm 0,21$ мм рт.ст. відповідно. Значення внутрішньофасціального тиску не було критичним, але довготривала атрофія всіх структур призводила до клінічних проявів компартмент-синдрому. У хворих виявлені деформація і контрактура пальців стопи, контрактура гомілковостопного суглоба, рубцеві деформації гомілки. Ці дані свідчили про розвиток хронічного місцевого гіпертензійного ішемічного синдрому різного ступеня тяжкості. Різниця (градієнт) температур ($35,80 \pm 0,24$ °C на здоровій гомілці і $34,1 \pm 0,2$ °C на гомілці з незрощенням) підтверджувала ці зміни. Основним показником ефективності періопераційного знеболювання була динаміка оцінки за візуально-аналоговою шкалою. Результати знеболювання після втручання оцінювалися хворими як адекватні. Оцінки за функціональною шкалою нижньої кінцівки (Lower Extremity Functional Scale) засвідчують високу ефективність запропонованих підходів. **Висновки.** Лікування незрощень великогомілкової кістки потребує проведення атравматичних втручань, фібулектомії і комплексного лікування з корекцією судинних порушень. Важливою складовою лікування структурних порушень є консервативна терапія, зокрема проведення мультимодального періопераційного знеболювання з Дексалгіном®.

Ключові слова: незрощення; місцевий гіпертензійний ішемічний синдром; профілактика

© «Травма» / «Trauma» («Травма»), 2025

© Видавець Заславський О.Ю. / Publisher Zaslavsky O.Yu., 2025

Для кореспонденції: Рушай Анатолій Кирилович, доктор медичних наук, професор, кафедра хірургії, анестезіології та інтенсивної терапії, Інститут післядипломної освіти, Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, бульв. Тараса Шевченка, 13, м. Київ, 01601, Україна; e-mail: Anatoliyrushay@gmail.com; тел.: +380 (97) 359-53-34

For correspondence: Anatoliy Rushay, MD, DSc, PhD, Professor, Department of Surgery, Anesthesiology and Intensive Care, Postgraduate Education Institute, Bogomolets National Medical University, Taras Shevchenko boulevard, 13, Kyiv, 01601, Ukraine; e-mail: Anatoliyrushay@gmail.com; phone: +380 (97) 359-53-34

Full list of authors' information is available at the end of the article.

Вступ

Компартмент-синдром (тканинний гіпертензійний синдром) визначається як стан, при якому підвищений тканинний тиск у замкнутому просторі призводить до ушкодження нейром'язових структур. Тривале підвищення тиску в замкнутому просторі призводить до загибелі структур, а в тяжких випадках може призвести до ампутації. Відновлення повноцінної опороспроможності кінцівки становить певну складність. У даний час у світовій практиці в лікуванні гострого компартмент-синдрому широко використовується проведення фасціотомії компартментів гомілки [1–4]. Питання тактики лікування хронічного місцевого гіпертензійного ішемічного синдрому (МГІС) у науковій періодиці висвітлено недостатньо.

Мета роботи: поліпшення результатів комплексного лікування хворих з несправжніми суглобами гомілки на основі зниження тиску і профілактики виникнення МГІС у компартментах гомілки шляхом проведення резекції фібули.

Завдання:

1. Обґрунтувати можливість і необхідність застосування в комплексному лікуванні компартмент-синдрому резекції фібули.

2. З'ясувати ефективність комплексного лікування хронічного компартмент-синдрому у хворих з несправжніми суглобами гомілки з резекцією фібули.

Матеріали та методи

За запропонованою методикою було проліковано 16 потерпілих з атрофічними незрощеннями кісток гомілки. Переважали молоді чоловіки — 12 (75,0 %). Терміни після травми становили від 6 до 9 місяців. За класифікацією Weber-Cech незрощення належали до атрофічних. Практично в усіх спостереженнях розвивалися деформуючий остеоартрит, контрактура і больовий синдром гомілковостопного суглоба і суглобів стопи. Діагноз підтверджувався рентгенографічно, мала місце виражена клінічна картина болю, контрактури, порушення функції опори й пересування.

Практично в усіх випадках незрощення кісток гомілки після переломів спостерігалися клінічні прояви місцевого гіпертензійного ішемічного синдрому різного ступеня вираженості, як-от набряки або пастозність, рубцеві деформації гомілки (особливо в нижній її третині). Спостерігалася також деформація і контрактура пальців стопи. Наші дослідження [5–7] свідчать, що основною причиною розвитку симптомів МГІС є порушення кровообігу в сегменті за типом венозної недостатності.

Слід відзначити, що розвиток патологічних процесів при незрощенні кісток гомілки після переломів призводить до розвитку субкомпенсації функцій структур гомілки. Має місце нейропатія, із приводу незрощення — ішемія за типом венозної недостатності, атрофія м'язів, рубцеве переродження фасцій тощо. Втручання з приводу незрощення можуть призвести до розвитку декомпенсації. Усе це обумовлює необхідність проведення малотравматичного втручання, комплексної

профілактики можливих ускладнень, у тому числі МГІС.

Від фасції гомілки вглиб відходять листки, які вкривають окремі м'язи або їх групи. Виділяють 5 компартментів («купе»). Серед цих листків найпотужнішими є передня і задня міжм'язові перегородки гомілки, які разом з міжкістковою перегородкою гомілки та великогомілковою кісткою ізолюють одну від одної передню, бічну і задню м'язові групи. Крім того, у межах задньої групи чітко простежується фасціальний прошарок між поверхневими і глибокими м'язами. Великогомілкова кістка і фібула з'єднуються між собою мембраною, до якої кріпляться всі фасціальні листки.

При виявленні ознак хронічного місцевого гіпертензійного ішемічного синдрому автори пропонують проводити фасціотомію м'язових компартментів. Повноцінна фасціотомія дуже травматична (особливо глибокого заднього компартмента), тому виконують її переважно при гострій формі компартмент-синдрому. Резекція фібули в умовах хронічного процесу МГІС (а він спостерігається в усіх випадках з різним ступенем вираженості) вирішує і завдання фасціотомії всіх компартментів гомілки.

Простим, але досить об'єктивним показником судинних розладів є динаміка величини окружності та її зіставлення з показниками здорової гомілки. Метод достатньо простий, легко впроваджується в клінічну практику, досить інформативний. При інтерпретації отриманих за його допомогою даних треба враховувати індивідуальні клінічні особливості в окремих випадках.

Вимірювання внутрішньотканинного тиску на гомілці здійснювали апаратом Striker; для цього використовували визначені точки.

Для переднього м'язового футляра вимірювання здійснювалося на 18 см нижче від щілини колінного суглоба і на 2 см назовні від гребеня великогомілкової кістки, глибина пункції — 2 см. Для зовнішнього футляра — пункції на 18 см нижче від головки мало-гомілкової кістки по лінії, що з'єднувала останню із зовнішньою кісточкою, на ту ж глибину 2 см. Для вимірювання тиску в поверхневому задньому футлярі використовувалася точка на 18 см нижче від підколінної ямки по середній лінії гомілки на глибині 3 см, а в глибокому футлярі — на глибині 4 см по медіальному краю великогомілкової кістки на тій же відстані від колінного суглоба. Нормальні показники тканинного тиску коливаються від 0 до 12 мм рт.ст.

Внутрішньофасціальний тиск у зовнішньому і поверхневому задньому фасціальних компартментах становив $10,11 \pm 0,31$ мм рт.ст. і $8,90 \pm 0,21$ мм рт.ст. відповідно. У 7 хворих виявлена деформація і контрактура пальців стопи, великі рубцеві деформації гомілки. Ці дані свідчили про розвиток хронічного місцевого гіпертензійного ішемічного синдрому різного ступеня тяжкості.

Термоасиметрія — показник, який інтегровано характеризував і стан кровообігу, і порушення обміну.

Різниця окружності хворої і здорової гомілки становила $2,1 \pm 0,2$ см на початку лікування і $1,9 \pm 0,3$ см

після зрощення, що не мало статистично вірогідної різниці. Абсолютні показники не мали великої інформативності; динаміка їх різниці статистично вірогідно теж не відрізнялася.

Проводилося мультимодальне періопераційне знеболювання. Воно досягалося застосуванням провідникової анестезії, введенням розчину парацетамолу, нестероїдних протизапальних препаратів з підвищеним знеболювальним ефектом, допоміжних речовин. Кількість наркотичної складової мінімізували через її негативні якості. У хворих з незрощенням кісток гомілки проводилася спинномозкова анестезія розчином маркаїну. Від загальноприйнятих методів вона відрізнялася додатковим застосуванням розчину Дексалгіну® та інфлугану з метою премедикації та знеболювання в найближчому післяопераційному періоді (через 12 годин) навіть за відсутності вираженого больового синдрому.

З розрізу до 4 см проводили резекцію малоомілкової кістки в середній третині на протязі 3–4 см, виготовляли «чипси» її резектованої частини, які вкладали в раніше заготовлену суміш для пластики несправжнього суглоба. До складу «пломби» входили інші компоненти: автоспонгіоза крила клубової кістки, гідроксіапатит, фібриновий матрикс Platele Rich Fibrin (PRF), гемостатична губка. Фіксація здійснювалася спицестрижневими апаратами. Резекція фібули також вирішувала проблему «розпірки» при здавлюванні фрагментів великогомілкової кістки.

Оперативне втручання було моментом перезапуску репаративних процесів, тому зразу після нього дуже важливо скорегувати виявлені порушення. З'являлася можливість потрапляння речовин у тканини зони незрощення. В операційній починалася інфузія розчинів кристалоїдів у дозі 10–15 мл/кг з пентоксифіліном (класичний ендотеліопротектор) і препаратів гідроксietилкрохмалу в дозі 2–5 мл/кг. До початку введення анестетика об'єм інфузії кристалоїдів становив 700–1000 мл, колоїдів — 200–300 мл. Використання гідроксietилкрохмалів покращувало реологічні властивості крові, сприяло гемодилуції і плазмозаміщенню, дозволяло виключити шкідливу дію на ендотелій судин.

Для визначення ефективності проведеного методу лікування використовувалися багатофакторні методи дослідження. До об'єктивних методів належать: наявність і вираженість реакції на проведене лікування, оцінка функції ураженої кінцівки за функціональною шкалою нижньої кінцівки (Lower Extremity Functional Scale, LEFS), довготривалість досягнутого ефекту.

Результати

Внутрішньофасціальний тиск у зовнішньому і поверхневому задньому фаціальних компартментах становив $10,11 \pm 0,31$ мм рт.ст. і $8,90 \pm 0,21$ мм рт.ст. відповідно. Значення тиску не було критичним, але довготривала атрофія всіх структур приводила до клінічних проявів компартмент-синдрому. У 7 хворих виявлена деформація і контрактура пальців стопи, великі рубцеві деформації гомілки. Ці дані свідчили про роз-

виток хронічного місцевого гіпертензійного ішемічного синдрому різного ступеня тяжкості.

Різниця (градієнт) температур ($35,80 \pm 0,24$ °C на здоровій гомілці і $34,1 \pm 0,2$ °C на гомілці з незрощенням) підтверджувала ці зміни.

Основним показником ефективності періопераційного знеболювання була динаміка оцінок за візуально-аналоговою шкалою (ВАШ). Дексалгін® вводили перед втручанням з метою премедикації, ін'єкції повторювали через 12 годин упродовж 3 днів. Через 12 годин після початку операції біль оцінювався пацієнтами як терпимий — $6,75 \pm 0,75$ бала. Підвищення показників ВАШ порівняно з доопераційним рівнем ($2,25 \pm 0,75$ бала) свідчило про поступове зменшення дії спинномозкової анестезії і премедикації (зокрема, Дексалгіну®). На 12-ту годину після початку операції дія спинномозкової анестезії практично припинялася, а больова імпульсація була значною. Знеболювання забезпечувалося дією Дексалгіну® (пригнічення механізмів центрального і периферичного генезу болю). Потреба у введенні промедолу зменшувалася. Через 24 і 48 годин після втручання ($3,05 \pm 0,70$ бала і $2,15 \pm 0,60$ бала відповідно) біль був слабо виражений і легко сприймався хворими. У переважної більшості прооперованих (12 осіб) з використанням Дексалгіну® промедол вводився в кількості 1,0 мл одноразово. Кількість промедолу при цьому була незначною. Результати знеболювання після втручання оцінювалися хворими як адекватні. Оцінки за функціональною шкалою нижньої кінцівки засвідчують високу ефективність запропонованих підходів. У 12 випадках (75 %) отриманий задовільний і добрий результат при оцінці вже в терміни 5–8 місяців після оперативного лікування.

Отже, результати лікування постраждалих з незрощеннями великогомілкової кістки і МГІС із проведенням фібулектомії слід вважати добрими. Подальшого розвитку патологічних змін у сегменті ми не спостерігали.

Висновки

1. Лікування незрощення великогомілкової кістки потребує проведення атравматичних втручань, фібулектомії і комплексного лікування з корекцією судинних порушень з метою профілактики МГІС.

2. Важливою складовою лікування порушень у м'яких тканинах є консервативна терапія, зокрема проведення мультимодального періопераційного знеболювання з Дексалгіном®.

Конфлікт інтересів. Не заявлений.

Список літератури

1. Dujardin J. Treatment of delayed union or non-union of the tibial shaft with partial fibulectomy and an Ilizarov frame. *Acta Orthop Belg.* 2007;7(3):630–634.
2. Рушай А.К., Колосова Т.А., Бессмертный С.А., Чучварев Р.В. ВАС-дренирование в лечении компартмент-синдрома у больных с высокоэнергетическими открытыми переломами длинных трубчатых костей конечностей. *Травма.* 2012;(3):24–29.

3. Kassab M, Samaha C, Saillan G. Ipsilateral fibular transposition in tibial nonunion using Huntington procedure: a 12-year follow-up study. *Int J Care Injured*. 2003;(34):770-775.

4. Nandi SS, Biradar R, Pillai A. Outcome of Distal Tibia Fractures Treated Using MIPPO with A Locking Compression Plate. *Journal of Medical and Dental Science Research*. 2016;3(1):33-38.

5. Baida M, Rushay A, Martynchuk O. Clinical case of treatment of septic defect of bone and soft tissues of the lower leg. *Ukrainian Scientific Medical Youth Journal*. 2025;144(1):125-127. DOI: [https://doi.org/10.32345/USMYJ.1\(144\).2024.125-127](https://doi.org/10.32345/USMYJ.1(144).2024.125-127).

6. Рушай А.К., Байда М.В., Мартинчук О.О. Використання антизгортальних препаратів у комплексному лікуванні незрощень кісток гомілки. *Медицина науки України*. 2022;18(4):57-65. DOI: <https://doi.org/10.32345/2664-4738.4.2022.09>.

7. Рушай А.К., Кучин Ю.Л. Удосконалення комплексного лікування незрощень кісток гомілки з використанням кільцевих фіксаторів. *Медицина науки України*. 2025;21(1):3-11. <https://doi.org/10.32345/2664-4738.1.2025.01>.

Отримано/Received 11.05.2025

Рецензовано/Revised 29.06.2025

Прийнято до друку/Accepted 11.07.2025 ■

Information about authors

Anatoliy Rushay, MD, DSc, PhD, Professor, Department of Surgery, Anesthesiology and Intensive Care, Postgraduate Education Institute, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: Anatoliyrushay@gmail.com; phone: +380 (97) 359-53-34; <https://orcid.org/0000-0002-9530-2321>

Yu. Kuchin, MD, DSc, PhD, Professor, Corresponding Member of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Department of Surgery, Anesthesiology and Intensive Care, Postgraduate Education Institute, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0003-3285-5727>

Conflicts of interests. Not declared.

A.K. Rushaj, Yu.L. Kuchin

Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

Prevention of local hypertensive ischemic syndrome in patients with nonunion of the tibia

Abstract. Background. Local tissue hypertension syndrome (LTHS) is defined as a condition in which elevated tissue pressure in a confined space leads to damage to neuromuscular structures. Its prevention in the treatment of nonunion of the tibia is an important part of achieving good results, but this issue is not sufficiently covered in scientific journals. The purpose of the study is to improve the results of comprehensive treatment of patients with false joints of the lower leg based on reducing pressure and preventing the occurrence of LTHS in the compartments of the lower leg by performing fibula resection. **Materials and methods.** Sixteen patients with atrophic nonunion of the tibia were treated using the proposed method. According to the Weber-Cech classification, nonunions were classified as atrophic. In almost all cases, deforming osteoarthritis, contracture, and pain syndrome of the ankle joint and foot joints developed. The diagnosis was confirmed by X-ray, and there was a pronounced clinical picture: pain, contractures, impaired support and movement functions. Nonunion of the tibia after fractures, clinical manifestations of local hypertensive ischemic syndrome of varying severity were observed in almost all cases, ranging from edema or pastosity to scar deformities of the tibia (especially in the lower third). Deformity and contracture of the toes were also observed. The main cause of LTHS symptoms is circulatory disorders. Fibula resection in chronic LTHS solves the problem of fasciotomy of all compartments of the lower leg and improves the conditions for alignment and compression of fragments in the nonunion zone. Multimodal perioperative

analgesia was performed. It was achieved by using conduction anesthesia, the administration of paracetamol solution, nonsteroidal anti-inflammatory drugs (dexketoprofen) with increased analgesic effect, and auxiliary substances. **Results.** The intra-fascial pressure in the external and superficial posterior fascial compartments was 10.11 ± 0.31 and 8.90 ± 0.21 mmHg, respectively. The intra-fascial pressure values were not critical, but long-term atrophy of all structures led to clinical manifestations of compartment syndrome. Patients had deformity and contracture of the toes, contracture of the ankle joint, scar deformities of the lower leg. These data indicated the development of chronic local hypertensive ischemic syndrome of varying severity. The difference (gradient) in temperatures (35.80 ± 0.24 °C on the healthy lower leg and 34.1 ± 0.2 °C on the lower leg with nonunion) confirmed these changes. The main indicator of the effectiveness of perioperative analgesia was the dynamics on the visual analog scale. The results of analgesia after the intervention were assessed by patients as adequate. According to the Lower Extremity Functional Scale, the effectiveness of the proposed approaches was high. **Conclusions.** Treatment of tibial nonunion requires atraumatic interventions, fibulotomy, and comprehensive treatment with correction of vascular disorders. Conservative therapy, in particular multimodal perioperative analgesia with Dexamol®, is an important component of the treatment for structural disorders. **Keywords:** nonunion; local hypertensive ischemic syndrome; prevention

Годуадзе Г.Н., Пелипенко О.В.

Полтавський державний медичний університет, м. Полтава, Україна

Роль зв'язкового апарату стопи у формуванні складних переломів п'яткової кістки

Резюме. Актуальність. Загальновідомі факти щодо механізмів виникнення різних типів переломів п'яткової кістки потребують додаткового дослідження на предмет впливу зв'язкового апарату на формування сталих патернів переломів з утворенням класичних кісткових фрагментів. **Мета:** дослідити особливості впливу зв'язкового апарату заднього відділу стопи на формування складних переломів п'яткової кістки. **Матеріали та методи.** Досліджено 53 наукові публікації з наукометричних баз Scopus, Web of Science, PubMed. З метою аналізу місць інсерції досліджуваних структур проведено аналіз 14 анатомічних препаратів п'яткової кістки з анатомічного музею Полтавського державного медичного університету. Використовували збільшувальний оптичний пристрій Schweizer Tech-Line 4X. Для формування інтерактивних 3D-моделей і відтворення досліджуваних структур і типових ліній зламу на їхній поверхні користувалися ліцензованою версією комп'ютерної програми Microsoft Paint 3D. **Результати.** Аналіз 3D-моделей демонструє чіткий розподіл місць кріплення зв'язок навколо утворюваних сталих фрагментів, при цьому прослідковується пряма кореляція між кількістю та площею кріплення таких структур і ступенем стабільності кісткового фрагмента. Відповідно до літературних даних найстабільнішим уламком вважається медіальний (сустентакулярний) фрагмент, який, відповідно до результатів аналізу, має на собі кріплення кількох зв'язок у різних площинах. Така ж взаємозалежність прослідковується щодо обох передніх фрагментів. У результаті енергія, прикладена від травмуючого агента, поширюючись по всій площині кістки, у більшості випадків не здатна подолати опір надміцних зв'язкових структур, тому концентрується у відповідних ділянках кістки, утворюючи первинну та вторинні лінії зламу. Більше того, це пояснює, чому латеральна частина задньої суглобової фасетки п'яткової кістки зазнає значного зміщення: не було виявлено жодного кріплення елементів зв'язкового апарату в цій зоні. **Висновки.** Дослідивши особливості місць інсерції зв'язкового апарату заднього відділу стопи на поверхні п'яткової кістки і зіставивши ці дані з типовими лініями переломів та утворюваними фрагментами, можна зробити висновок, що зв'язкові структури можуть мати вплив на формування сталих патернів складних переломів п'яткової кістки. Даний факт потребує подальшого біомеханічного дослідження і може вплинути на удосконалення існуючої парадигми хірургічного й реабілітаційного лікування складних переломів п'яткової кістки.

Ключові слова: перелом п'яткової кістки; п'яткова кістка; зв'язковий апарат; огляд; анатомія; остеосинтез

Вступ

Серед травм заднього відділу стопи (ЗВС) найбільш поширеним пошкодженням є перелом п'яткової кістки, частка якого, за статистикою, досягає 50–60 % від усіх переломів ділянки заплесна і близько 2 % від усіх переломів кісткового апарату опорно-рухової системи. Дані травми мають негативний соціально-економічний вплив, адже майже 90 % усіх травмованих є осо-

бами працездатного віку. У своїх дослідженнях ще в 1916 році F. Cotton писав: «З людиною, яка зламала п'яткову кістку, покінчено, що стосується її промислового майбутнього» [1, 2].

За наявності або відсутності пошкодження підтаранних суглобових поверхонь переломи п'яткових кісток розподіляються на внутрішньосуглобові й позасуглобові пошкодження. Інтраартикулярні переломи

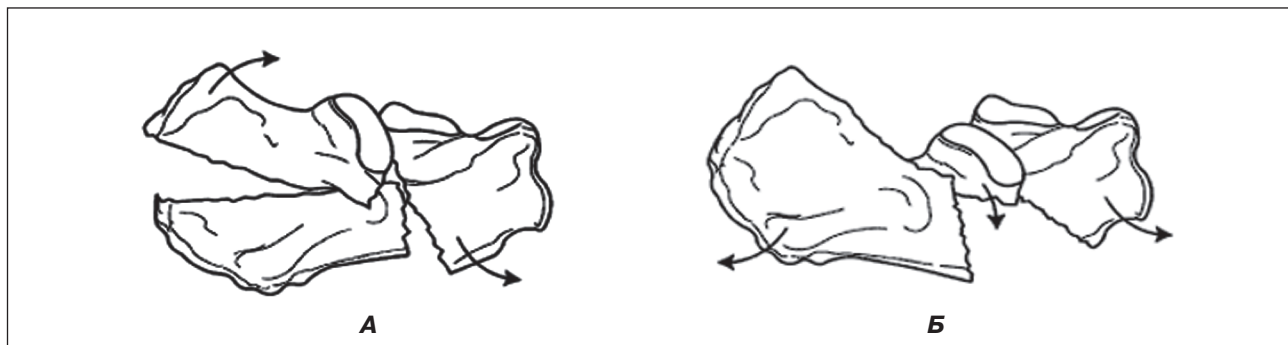


Рисунок 1: А) бокова проєкція класичного перелому з утворенням язикоподібного фрагмента за Essex-Lopresti; Б) бокова проєкція класичного перелому з утворенням центрально-депресійного фрагмента за Essex-Lopresti

становлять понад 75 % усіх переломів п'яткової кістки, а отже, напряду впливають на високий ризик ускладнень. Внутрішньосуглобові пошкодження насамперед є результатом дії високоенергетичних сил осьового навантаження на тіло п'яткової кістки через таранну кістку [3, 4].

Разом з руйнуванням фасеток підтаранного суглоба відбувається втрата висоти кістки та збільшення її ширини з типовою вальгусною деформацією. Сила осьового навантаження створює дві окремі лінії зламу: лінію зсуву та лінію компресії. Лінія зсуву — це перелом у сагітальній площині через задню суглобову фасетку, що поділяє кістку на 2 основні фрагменти: передньомедіальний (сустентакулярний) і задньолатеральний (фрагмент п'яткового горба). Причому перший з них в абсолютній більшості випадків стабільний і не зміщується відносно свого анатомічного розташування. Задньолатеральний фрагмент зазвичай розколюється на кілька частин, які вдавлюються, обертаються навколо перпендикулярної осі та зміщуються вбік, що і призводить до втрати висоти п'яткової кістки та розширення її в поперечному напрямку. Лінія компресії — це перелом у корональній площині, що розколює фасетку підтаранного суглоба [5, 6].

Подальша дія осьового навантаження та передача енергії від травмуючого агента до тіла п'яткової кістки призводить до утворення вторинних ліній зламу і зміщення фрагментів. Прийнято виділяти 5–6 основних фрагментів п'яткової кістки, кожен з яких отримав свою назву. Більшість досліджень, що мали на меті показати типовість переломів п'яткової кістки, ґрунтуються на результатах оцінки рентгенограм і зрізів комп'ютерних томограм. Очевидно, що цей феномен має конкретну причину, що криється в анатомо-топографічних особливостях ділянки заднього відділу стопи [7–9].

Тому на сьогодні є необхідність у детальному аналізі можливих причин просторового розподілу кісткових уламків з метою покращання розуміння механогенезу складних переломів п'яткової кістки для поліпшення якості лікування і реабілітації таких пошкоджень.

Сучасні дані про механогенез переломів п'яткової кістки

Як зазначалося раніше, внутрішньосуглобові переломи п'яткової кістки виникають унаслідок дії високоенергетичної сили осьового навантаження на кістки заднього відділу стопи, а саме внаслідок втиснення тіла таранної кістки в п'яткову [3, 4, 10]. П'яткова кістка розташована під таранною дещо ексцентрично у вальгусному положенні. Під час осьового навантаження латеральний відросток таранної кістки діє як клин на рівні кута Гіссана, що створює первинну лінію перелому, яка проходить від передньолатерального до задньомедіального краю кістки та поділяє тіло п'яткової кістки на два фрагменти: передньомедіальний і задньолатеральний [11, 12].

Перші згадки про механогенез і класифікацію таких пошкоджень належать Essex-Lopresti, який у 1952 році описав і класифікував переломи п'яткової кістки, спираючись на бічні рентгенограми стопи. За його напрацюваннями, після завершення дії руйнівних сил на кістку й при утворенні вторинних ліній зламу переломи розподілялися на два типи залежно від площини ходу вторинної лінії перелому і характеру фрагмента задньої суглобової фасетки на бічній рентгенограмі стопи [1, 13]:

— *язикоподібний фрагмент* утворюється, коли вторинна лінія зламу має горизонтальну площину і виходить за кортикальний шар п'яткового горба нижче від місця інсерції ахіллового сухожилля, утворюючи задньовірхній фрагмент (фрагмент п'яткового горба). У цьому випадку тяга литкового м'яза через ахіллове сухожилля сприяє ротації фрагмента навколо фронтальної осі, створюючи зміщення, назване в сучасній літературі «качиним дзьобом» (рис. 1А);

— *центрально-депресійний фрагмент* утворюється, коли вторинна лінія зламу має вертикальну площину і розділяє задньолатеральний фрагмент на суглобовий фрагмент задньої фасетки і позасуглобовий фрагмент власне п'яткового горба. У цьому випадку фрагмент п'яткового горба під дією литкового м'яза через ахіллове сухожилля також зміщується в проксимальному напрямку, а суглобовий фрагмент задньої фасетки імпакується в тіло п'яткової кістки в зоні нейтрального трикутника п'яти (рис. 1Б).

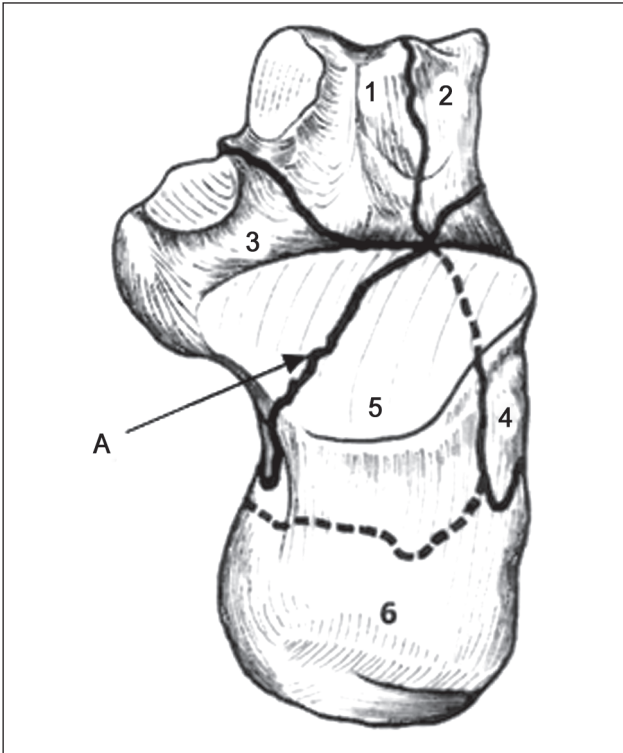


Рисунок 2. Схема утворення основних ліній зламу та типових фрагментів п'яtkової кістки: А — первинна лінія перелому; 1 — передньомедіальний фрагмент; 2 — передньолатеральний фрагмент; 3 — медіальний (сустентакулярний) фрагмент; 4 — латеральний позасуглобовий фрагмент зовнішньої стінки п'яtkової кістки; 5 — задній фрагмент; 6 — фрагмент п'яtkового горба

Ці перші уявлення про формування сталих типів пошкоджень на сьогодні становлять основу сучасних систем класифікації переломів п'яtkової кістки [14]. Подальші дослідження за даною тематикою розширили уявлення про наявність сталого числа типових фрагментів, що утворюються внаслідок травмування п'яtkової кістки. Дані багатьох авторів, які аналізували рентгенограми й комп'ютерні томограми травмованих кінцівок, свідчать, що при переважній більшості переломів п'яtkової кістки можна виділити 5–6 основних кісткових уламків, що можуть різнитися за розмірами, але в більшості випадків мають однакову локалізацію [15]. Серед таких уламків прийнято виділяти наступні (рис. 2):

1. Передньомедіальний фрагмент, що включає частину п'яtkово-кубоподібної суглобової поверхні та передню суглобову фасетку підтаранного суглоба.

2. Передньолатеральний фрагмент, що включає частину п'яtkово-кубоподібної суглобової поверхні.

3. Медіальний (сустентакулярний) фрагмент, що включає медіальну частину задньої суглобової фасетки та сустентакулярний відросток п'яtkової кістки з одноіменною суглобовою поверхнею.

4. Латеральний позасуглобовий фрагмент зовнішньої стінки п'яtkової кістки.

5. Задній фрагмент, що включає суглобову поверхню задньої суглобової фасетки і п'яtkовий горб (язикоподібний фрагмент). Може бути розколотий за типом центрально-депресійного фрагмента. У такому разі фрагмент п'яtkового горба стає фрагментом № 6.

Розуміння просторової анатомії п'яtkової кістки, а також базових принципів формування ліній зламів і зміщення фрагментів дозволяє ефективніше проводити передопераційне планування, а також обирати методи фіксації кісткових уламків у контексті хірургічного лікування складних переломів п'яtkової кістки [16].

Але поза тим, що первинна лінія зламу виникає внаслідок прямої дії латерального відростка таранної кістки при осьовому навантаженні, виникнення додаткових ліній зламу й утворення інших фрагментів на сьогодні потребує більш детального аналізу. Тобто нам відомі ці фрагменти у зв'язку з великою кількістю радіологічно підтверджених досліджень, але ми не знайшли серед наукових публікацій чіткої інформації щодо того, що є безпосередньою причиною саме такого просторового розташування кісткових уламків, а також причини, чому окремі кісткові уламки залишаються стабільними і не зміщуються відносно свого анатомічного розташування порівняно з іншими фрагментами, які нерідко зазнають значних просторових зміщень [17, 18].

Мета дослідження: дослідити роль зв'язкового апарату стопи у формуванні складних переломів п'яtkової кістки.

Матеріали та методи

З метою пошуку літературних даних і досліджень на тему зв'язкового апарату заднього відділу стопи та відношення таких структур до механогенезу переломів п'яtkової кістки були досліджені 53 наукові публікації з наукометричних баз Scopus, Web of Science, PubMed. Для детальної тривимірної візуалізації об'єктів спостереження та їх векторів використовували ліцензовану версію програми Anatomy 3D Atlas.

З метою аналізу футпринтів анатомічних структур на поверхні п'яtkової кістки було досліджено 14 анатомічних препаратів п'яtkової кістки людини з анатомічного музею Полтавського державного медичного університету. Анатомічні препарати були як окремими кістками ($n = 10$), так і кістками в структурі анатомічної моделі стопи ($n = 4$).

З огляду на невеликі розміри зон інтересу для адекватної можливості їх виявлення та оцінки використовували настільну лупу Schweizer Tech-Line 4X зі скляною лінзою, а для фото- і відеореєстрації — цифрову камеру гаджета в режимі збільшення. Після знаходження футпринтів сухожилків і зв'язок на поверхні п'яtkової кістки виконували їх фотографування.

Для відтворення й зіставлення типових ліній зламу й утворюваних фрагментів щодо топографії сухожилків і зв'язок та їх взаємовідношення використовували комп'ютерну програму Microsoft Paint 3D, де на попе-

редньо сфотографовану поверхню п'яtkової кістки наносили типові лінії зламу та місця інсерції сухожильно-зв'язкових структур.

На основі сформованої 3D-моделі п'яtkової кістки з відміченими об'єктами інтересу було виділено й проаналізовано сухожильно-зв'язкові структури та їхнє топографічне відношення до сталих уламків п'яtkової кістки.

Результати та обговорення

Під час детального аналізу 53 наукових публікацій на предмет анатомо-морфологічних особливостей сухожильно-зв'язкового апарату заднього відділу стопи було виділено такі структури, що мають кріплення на п'яtkовій кістці:

1. П'яtkово-малогомілкова зв'язка (Calcaneofibular ligament). Бере свій початок від поглиблення, розташованого допереду від верхівки зовнішньої кісточки, і кріпиться до однойменного горбка на зовнішній поверхні п'яtkової кістки. Вирізняють 4 типи даної зв'язки: пучкоподібний (зустрічається в 53 % випадків), Y-подібний (18 %), V-подібний (17 %) і подвійний пучкоподібний (12 %) [19–23].

2. Шийкова зв'язка (Cervical ligament). Найміцніша зв'язка, що з'єднує таранну і п'яtkову кістки. Бере свій початок у передньомедіальному сегменті підтаранного синуса від однойменного горбка і має своє кріплення на передньолатеральній частині п'яtkової кістки. Може мати як монопучкову структуру, так і кілька окремих пучків. Монопучковий варіант зустрічається в 19 % випадків. У 91 % зв'язка складається з поверхневого та глибокого пучків. У 10 % випадків шийкова зв'язка складається з трьох пучків: поверхневого, проміжного і глибокого [24–26].

3. Міжкісткова таранно-п'яtkова зв'язка (Interosseous Talocalcaneal ligament). Це вертикально розташова-

на зв'язка, що проходить у тарзальному каналі. Обидва місця кріплення знаходяться паралельно каналу на відповідних поверхнях п'яtkової та таранної кісток. Описано кілька різних анатомічних варіацій цієї зв'язки, яка буває монопучковою, віялоподібною, а також може складатися з кількох окремих пучків [27–29].

4. Передня капсулярна зв'язка (Anterior Capsular ligament). Це вертикальна прямокутна смужка, що є потовщенням передньої частини капсули суглоба задньої підтаранної фасетки. Згідно з даними досліджень, передня капсулярна зв'язка (ACaL) часто йде в комплексі з міжкістковою таранно-п'яtkовою зв'язкою (ITCL). Футпринт зв'язки знаходиться в тарзальному синусі, але нерідко переходить і в тарзальний канал. Комплекс ACaL-ITCL є ключовим у забезпеченні стабільності підтаранного суглоба [27, 28].

5. Роздвоєна зв'язка (Bifurcate ligament). Складається з двох окремих пучків: п'яtkово-човноподібного (Calcaneonavicular ligament) і п'яtkово-кубоподібного (Calcaneocuboid ligament). Має своє кріплення на передньолатеральній частині п'яtkової кістки і на однойменних кістках передплеснового відділу стопи. Згідно з даними досліджень, у 68 % випадків зв'язка представлена лише п'яtkово-човноподібним пучком [30–32].

6. Дорсальна п'яtkово-кубоподібна зв'язка (Dorsal Calcaneocuboid ligament). Це горизонтально розташована зв'язка, що бере свій початок на дорсолатеральній поверхні передньої частини п'яти та кріпиться до кубоподібної нижче від п'яtkово-кубоподібного пучка роздвоєної зв'язки. З однаковою частотою зустрічається як монопучкова структура, так і два окремих пучки [30–32].

7. Плантарна п'яtkово-кубоподібна зв'язка (Plantar Calcaneocuboid ligament). Інша назва — коротка підшовна зв'язка (Short Plantar ligament). Коротка й широка структура, що має кріплення на підшовній

Таблиця 1. Розподіл місць інсерції елементів сухожильно-зв'язкового апарату навколо типових уламків п'яtkової кістки

№	Уламки п'яtkової кістки	Футпринти сухожильно-зв'язкових структур
1	Передньомедіальний	Плантарна п'яtkово-човноподібна зв'язка Міжкісткова таранно-п'яtkова зв'язка
2	Передньолатеральний	Шийкова зв'язка Роздвоєна зв'язка Дорсальна п'яtkово-кубоподібна зв'язка
3	Медіальний (сустентакулярний)	Плантарна п'яtkово-човноподібна зв'язка Великогомілково-п'яtkова зв'язка Медіальна таранно-п'яtkова зв'язка Задня таранно-п'яtkова зв'язка Передня капсулярна зв'язка
4	Латеральний фрагмент зовнішньої стінки п'яtkової кістки	Малогомілково-п'яtkова зв'язка
5	Задній фрагмент підтаранної суглобової поверхні	—
6	Уламок п'яtkового горба	Ахіллове сухожилля Довга підшовна зв'язка Підшовний апоневроз

поверхні передньої частини п'яткової кістки та на кубоподібній кістці позаду борозни сухожилля довгого маломілкового м'яза. Вважається ключовим стабілізатором п'ятково-кубоподібного суглоба [32, 33].

8. Довга підшовна зв'язка (Long Plantar ligament). Найдовша й найміцніша зв'язка стопи. Кріпиться на підшовній поверхні п'яткової кістки допереду від п'яткового горба і продовжується до плантарної поверхні основ II–V плеснових кісток. Формує канал для сухожилля довгого маломі-

лкового м'яза, а також є частиною підшовного апоневрозу стопи [34].

9. Великомілково-п'яткова зв'язка (Tibio-calcaneal ligament). Є частиною дельтоподібної зв'язки (Deltoid ligament) гомілковостопного суглоба, що простягається від верхівки внутрішньої кісточки до задньої частини сустентакулярного відростка (sustentaculum tali) п'яткової кістки [35–38].

10. Медіальна таранно-п'яткова зв'язка (Medial Talocalcaneal ligament). Коротка зв'язка, що йде від

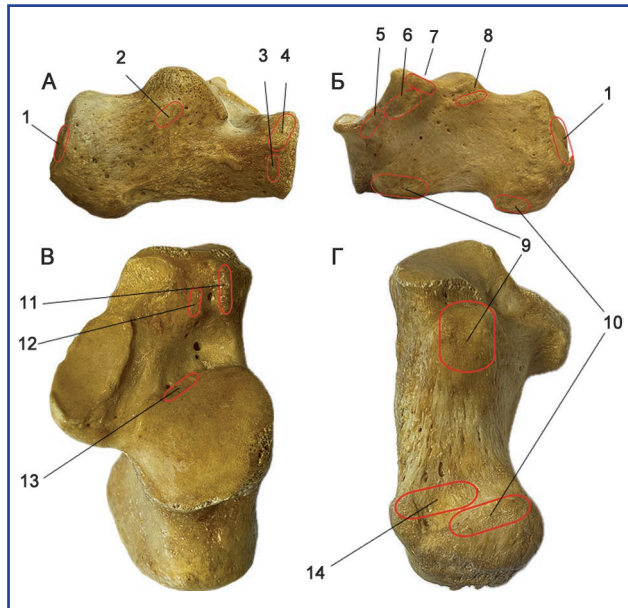


Рисунок 3. Фотографії анатомічного препарату п'яткової кістки людини: А) латеральна поверхня п'яткової кістки з футпринтами: 1 — ахіллового сухожилля (Achilles tendon); 2 — п'ятково-маломілкової зв'язки (Calcaneofibular ligament); 3 — дорсальної п'ятково-кубоподібної зв'язки (Dorsal Calcaneocuboid ligament); 4 — роздвоєної зв'язки (Bifurcate ligament); Б) медіальна поверхня п'яткової кістки з футпринтами: 5 — плантарної п'ятково-човноподібної зв'язки (Plantar Calcaneonavicular ligament); 6 — великомілково-п'яткової зв'язки (Tibio-calcaneal ligament); 7 — медіальної таранно-п'яткової зв'язки (Medial Talocalcaneal ligament); 8 — задньої таранно-п'яткової зв'язки (Posterior Talocalcaneal ligament); 9 — плантарної п'ятково-кубоподібної зв'язки (Plantar Calcaneocuboid ligament); 10 — підшовного апоневрозу (Plantar aponeurosis); В) дорсальна поверхня п'яткової кістки з футпринтами: 11 — шийкової зв'язки (Cervical ligament); 12 — міжкісткової таранно-п'яткової зв'язки (Interosseous Talocalcaneal ligament); 13 — передньої капсулярної зв'язки (Anterior Capsular ligament); Г) підшовна поверхня п'яткової кістки з футпринтами: 9 — плантарної п'ятково-кубоподібної зв'язки (Plantar Calcaneocuboid ligament); 10 — підшовного апоневрозу (Plantar aponeurosis); 14 — довгої підшовної зв'язки (Long Plantar ligament)

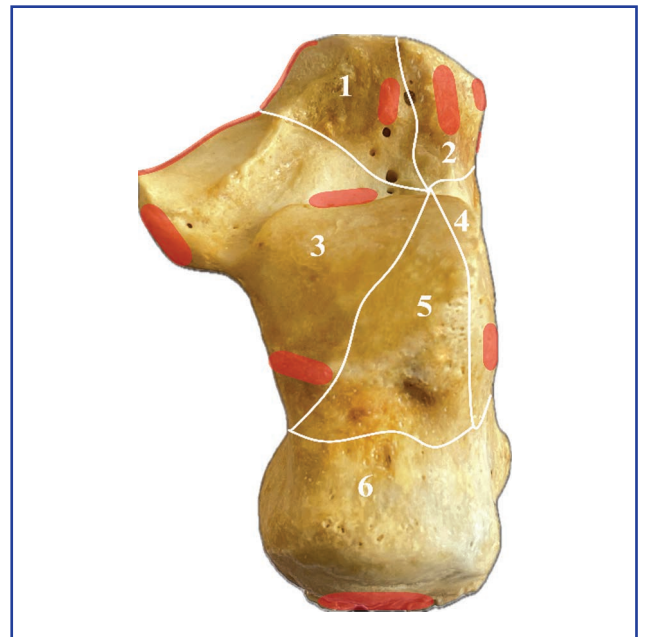


Рисунок 4. Скіаграма відношення кісткових фрагментів та ліній переломів до футпринтів зв'язкових структур: 1 — передньомедіальний фрагмент; 2 — передньолатеральний фрагмент; 3 — медіальний (сустентакулярний) фрагмент; 4 — латеральний позасуглобовий фрагмент зовнішньої стінки п'яткової кістки; 5 — задній фрагмент; 6 — фрагмент п'яткового горба

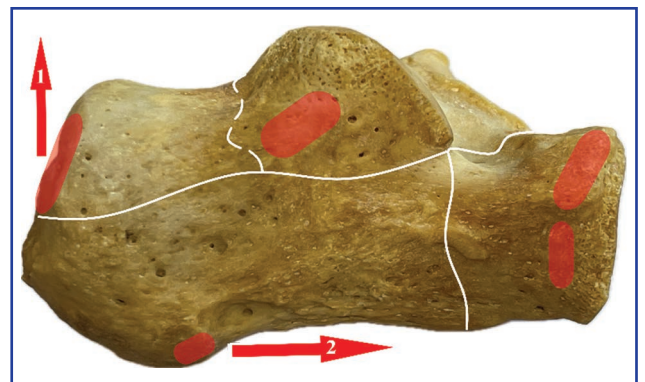


Рисунок 5. Скіаграма відношення ліній переломів до футпринтів зв'язкових структур: 1 — вектор дії сили тяги литкового м'яза через ахіллове сухожилля; 2 — вектор дії тяги підшовного апоневрозу та довгої підшовної зв'язки

медіального горбка задньої частини таранної кістки до заднього відділу sustentaculum tali. Бере безпосередню участь у стабілізації підтаранного суглоба [39, 40].

11. Задня таранно-п'ятова зв'язка (Posterior Talocalcaneal ligament). Задній стабілізатор підтаранного суглоба, що може мати монопучкову структуру або складатися з двох окремих тяжів, починається від латерального горбка таранної кістки і прямує до задньо-медіальної поверхні п'ятової кістки позаду задньої суглобової фасетки [41, 42].

12. Плантарна п'ятово-човноподібна зв'язка (Plantar Calcaneonavicular ligament), також відома як пружинна зв'язка (Spring ligament) або пружинний зв'язковий комплекс (Spring ligament complex), — це міцна, широка зв'язкова структура, що знаходиться між плантарно-медіальною поверхнею човноподібної кістки і передньою частиною сустентакулярного відростка п'ятової кістки. Складається з трьох частин: верхньомедіальної п'ятово-човноподібної зв'язки, медіоплантарної косої зв'язки та нижньої п'ятово-човноподібної зв'язки. Дана зв'язка підтримує головку таранної кістки та медіальну поздовжню арку стопи, отже, бере на себе більшу частину ваги тіла при нормальному функціонуванні стопи [43].

13. Підшовний апоневроз (Plantar aponeurosis) — це міцна структура трикутної форми, що кріпиться вершиною до медіальної частини горба п'ятової кістки та йде до головок плеснових кісток. Має велике значення у підтримці поздовжньої арки стопи та відіграє ключову роль у статико-динамічних положеннях стопи [44–47, 52].

14. Ахіллове сухожилля (Achilles tendon) — найміцніше сухожилля всього людського тіла. Як відомо, утворене злиттям сухожилків трьох м'язів гомілки: латерального й медіального литкового, а також камбалоподібного. Має кріплення на п'ятовому горбі та відіграє ключову роль у здатності тіла пересуватися в просторі [48].

Під час детального аналізу анатомічних препаратів п'ятової кістки людини було ідентифіковано футпринти всіх перелічених вище структур у вигляді однойменних виступів і підвищень над поверхнею кістки. Результати дослідження показані на фотоматеріалах відповідних поверхонь п'ятової кістки (рис. 3).

Зіставивши ці дані з лініями, що утворюються при зламі п'ятової кістки, можна прослідкувати, що більшість з відомих типових уламків мають на собі кріплення відповідних сухожильно-зв'язкових структур. Ці структури, кріплячись до сусідніх кісток у взаємно перпендикулярних траєкторіях, імовірно, не дають зміщуватися уламкам [49, 50]. Отже, енергія, прикладена від травмуючого агента через таранну кістку, поширюючись всією площиною кістки, у більшості випадків не здатна подолати опір надміцних зв'язкових структур, тому концентрується у відповідних ділянках кістки, утворюючи первинну та

вторинні лінії зламу. Детальні дані щодо відношення футпринтів сухожильно-зв'язкових структур заднього відділу стопи до типових уламків п'ятової кістки наведено в табл. 1.

Після аналізу скіаграми відношення ліній переломів до футпринтів зв'язкових структур (рис. 4) також зрозуміло, чому деякі уламки залишаються стабільними і не зміщуються відносно свого анатомічного розташування порівняно з іншими фрагментами, які нерідко зазнають значних просторових зміщень. Так, обидва уламки переднього відділу п'ятової кістки оточені кількома міцними зв'язками у взаємно перпендикулярних площинах, що й зумовлює їхню стабільність під час переломів [51].

На окрему увагу заслуговує медіальний (сустентакулярний) уламок п'ятової кістки, який має на собі кріплення кількох зв'язок у різних площинах [53]. Однією з таких є пружинна зв'язка, яка, у свою чергу, підтримує головку таранної кістки й медіальну поздовжню арку стопи, а отже, бере на себе більшу частину ваги тіла при нормальному функціонуванні стопи. Ось чому уламок sustentaculum tali є чи не найстабільнішим серед уламків п'ятової кістки і майже ніколи не зазнає значного зміщення при переломах. Також стабільність медіального уламку забезпечується наявністю великогомілково-п'ятової, медіальної таранно-п'ятової, передньої капсулярної та задньої таранно-п'ятової зв'язок [28, 42].

Також скіаграма є доволі інформативною для розуміння причин депресії латеральної частини задньої суглобової фасетки. Під час аналізу футпринтів не було виявлено жодної зв'язкової структури, яка має кріплення довкола цього фрагмента. Отже, енергія, що передається від таранної кістки, діє найбільше саме на цей фрагмент, викликаючи його депресію вглиб кістки в зоні нейтрального трикутника.

У результаті аналізу бокової поверхні п'ятової кістки разом з лініями переломів і футпринтами анатомічних структур (рис. 5) стає зрозумілою роль ахіллового сухожилля і підшовного апоневрозу разом з довгою підшовною зв'язкою у формуванні язикоподібного фрагмента п'ятової кістки, а також у виникненні типового вкорочення кістки в аксіальній площині разом з варусною деформацією.

Тяга литкового м'яза через ахіллове сухожилля сприяє ротації заднього фрагмента навколо фронтальної осі, створюючи зміщення за типом «качиного дзьобу». У свою чергу, підшовний апоневроз і довга підшовна зв'язка, натягнуті від медіальної частини однойменної поверхні п'ятового горба до кісток переднього відділу стопи, впливають на одновекторне зміщення задньої частини кістки, сприяючи вкороченню останньої з виникненням типової варусної деформації.

Висновки

Результати дослідження особливостей місць інсерції сухожильно-зв'язкового апарату заднього відділу стопи на поверхні п'ятової кістки вказують на певний біомеханічний вплив даних структур на механогенез

складних переломів п'яткової кістки. Урахування анатомо-топографічної стабільності окремих фрагментів можливе під час планування оперативного втручання з використанням різних типів фіксації. Даний факт потребує подальшого біомеханічного дослідження і може вплинути на удосконалення існуючої парадигми хірургічного та реабілітаційного лікування складних переломів п'яткової кістки.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів і власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

Внесок авторів. Годуадзе Г.Н. — збирання й обробка матеріалів, аналіз отриманих даних, написання тексту, дизайн дослідження; Пелипенко О.В. — концепція дослідження, аналіз отриманих даних.

Список літератури

1. Biz C, Refolo M, Zinnarello FD, Crimi A, Dante F, Ruggeri P. A historical review of calcaneal fractures: from the crucifixion of Jesus Christ and Don Juan injuries to the current plate osteosynthesis. *Int Orthop*. 2022 Jun;46(6):1413-1422. doi: 10.1007/s00264-022-05384-3. Epub 2022 Mar 25. PMID: 35333959; PMCID: PMC9117339.
2. Cotton F, Henderson F. Results of fracture of the os calcis. *The American Journal of Orthopedic Surgery*. 1916 May;14(5):290-298. doi: 10.1007/s00264-022-05384-3.
3. Hoduadze H, Pelypenko O, Malyk S, Honcharov A. Minimally invasive surgical techniques in treatment of intra-articular calcaneus fractures. *Actual Problems of the Modern Medicine*. 2023 Mar;23(1):8-12. (In Ukrainian). <https://doi.org/10.31718/2077-1096.23.1.8>.
4. Kozopas V, Lobanov V, Siklitsky V, Humenyuk V, Lytvynchuk V, Zhukovskyy V, Melnyk V. The clinical aspects of diagnosis and treatment of intra-articular calcaneal fractures. *Trauma*. 2017 Jan;18(6):174-9. (In Ukrainian). doi: 10.22141/1608-1706.6.18.2017.121197.
5. Jorge AS, Brian CL. *Emergency Radiology: The Requisites*. USA: Mosby; 2009. 397 p.
6. Huang M, Yu B, Li Y, Liao C, Peng J, Guo N. Biomechanics of calcaneus impacted by talus: a dynamic finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2024 May;27(7):897-904. doi: 10.1080/10255842.2023.2213369.
7. Carr JB, Hamilton JJ, Bear LS. Experimental intra-articular calcaneal fractures: anatomic basis for a new classification. *Foot Ankle*. 1989 Oct;10(2):81-7. doi: 10.1177/107110078901000206. PMID: 2807110.
8. Zwipp H, Tschern H, Wülker N. Osteosynthesis of displaced intra-articular calcaneus fractures. *Unfallchirurg*. 1988 Nov;91(11):507-15. (In German). PMID: 3238434.
9. Silhanek AD, Ramdass R, Lombardi CM. The effect of primary fracture line location on the pattern and severity of intra-articular calcaneal fractures: a retrospective radiographic study. *J Foot Ankle Surg*. 2006 Jul-Aug;45(4):211-9. doi: 10.1053/j.fas.2006.04.010. PMID: 16818147.
10. Simon CM, Pinak SR. Management of calcaneal fractures: an evidence-based approach. *Orthopaedics and Trauma*. 2018 Dec;32(6):388-393. <https://doi.org/10.1016/j.morth.2018.09.001>.
11. Maskill JD, Bohay DR, Anderson JG. Calcaneus fractures: a review article. *Foot Ankle Clin*. 2005 Sep;10(3):463-89. doi: 10.1016/j.fcl.2005.03.002. PMID: 16081015.
12. Kozopas V. Analysis of the current state of treating intra-articular fractures of the calcaneus. *Trauma*. 2022 Jan;18(2):100-102. doi: 10.22141/1608-1706.2.18.2017.102566.
13. Essex-Lopresti P. The mechanism, reduction technique, and results in fractures of the os calcis. *Br J Surg*. 1952 Mar;39(157):395-419. doi: 10.1002/bjs.18003915704. PMID: 14925322.
14. Skalski M, Weerakkody Y, Yu Jin T, et al. Sanders CT classification of calcaneal fracture. Available from: <https://radiopaedia.org/articles/sanders-ct-classification-of-calcaneal-fracture-2?lang=us>. Accessed on 11 Apr 2025. <https://doi.org/10.53347/rID-27025>.
15. Nikitin PV. *Diagnosis and treatment of foot bone injuries*. Kyiv: Phenix; 2005. 192 p. (In Ukrainian).
16. Zhang F, Tian H, Li S, Liu B, Dong T, Zhu Y, Zhang Y. Meta-analysis of two surgical approaches for calcaneal fractures: sinus tarsi versus extensile lateral approach. *ANZ J Surg*. 2017 Mar;87(3):126-131. doi: 10.1111/ans.13869. Epub 2017 Jan 25. PMID: 28122417.
17. Sanders R, Fortin P, DiPasquale T, Walling A. Operative treatment in 120 displaced intra-articular calcaneal fractures. Results using a prognostic computed tomography scan classification. *Clin Orthop Relat Res*. 1993 May;(290):87-95. PMID: 8472475.
18. Swords MP, Alton TB, Holt S, Sangeorzan BJ, Shank JR, Benirschke SK. Prognostic Value of Computed Tomography Classification Systems for Intra-articular Calcaneus Fractures. *Foot & Ankle International*. 2014;35(10):975-980. doi:10.1177/1071100714548196.
19. Ruzik K, Gonera B, Podgórski M, et al. Anatomical variations of the calcaneofibular ligament in human fetuses. 2023 Jul;13(1):11016. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-37799-2>.
20. Michels F, Vereecke E, Matricali G. Role of the intrinsic subtalar ligaments in subtalar instability and consequences for clinical practice. *Front Bioeng Biotechnol*. 2023 Mar;11:1047134. doi: 10.3389/fbioe.2023.1047134. PMID: 36970618; PMCID: PMC10036586.
21. Robbins JB, Stahel SA, Morris RP, Jupiter DC, Chen J, Panchbhavi VK. Radiographic Anatomy of the Lateral Ankle Ligament Complex: A Cadaveric Study. *Foot Ankle Int*. 2024 Feb;45(2):179-187. doi: 10.1177/10711007231213355. Epub 2023 Nov 23. PMID: 37994643; PMCID: PMC10860354.
22. Ruzik K, Czech A, Drobniowski M, Borowski A, Olewnik Ł. A previously unknown variant of the calcaneofibular ligament. *Folia Morphol (Warsz)*. 2025;84(1):276-280. doi: 10.5603/fm.100002. Epub 2024 Jun 6. PMID: 38842080.
23. Szaro P, Ghali Gataa K, Polaczek M, Ciszek B. The double fascicular variations of the anterior talofibular ligament and the calcaneofibular ligament correlate with interconnections between lateral ankle structures revealed on magnetic resonance imaging. *Sci Rep*. 2020 Nov;10(1):20801. doi: 10.1038/s41598-020-77856-8. PMID: 33247207; PMCID: PMC7695848.
24. Michels F, Clockaerts S, Van Der Bauwhede J, Stockmans F, Matricali G. Does subtalar instability really exist? A systematic review. *Foot Ankle Surg*. 2020 Feb;26(2):119-127. doi: 10.1016/j.fas.2019.02.001. Epub 2019 Feb 18. PMID: 30827926.

25. Edama M, Takabayashi T, Inai T, Hirabayashi R, Ikezu M, Kaneko F, Matsuzawa K, Kageyama I. Morphological features of the cervical ligament. *Surg Radiol Anat.* 2020 Feb;42(2):215-218. doi: 10.1007/s00276-019-02364-y. Epub 2019 Nov 1. PMID: 31676928.
26. Fayed AM, Mansur NSB, Fatemi N, Femino JE. A Case Report of Isolated Cervical Ligament Rupture With Hyper-Pronation Injury: Specific MRI Protocol and Surgical Reconstruction. *Iowa Orthop J.* 2024;44(1):23-29. PMID: 38919347; PMCID: PMC11195898.
27. Jotoku T, Kinoshita M, Okuda R, Abe M. Anatomy of ligamentous structures in the tarsal sinus and canal. *Foot Ankle Int.* 2006 Jul;27(7):533-8. doi: 10.1177/107110070602700709. PMID: 16842721.
28. Tochigi Y, Yoshinaga K, Wada Y, Moriya H. Acute inversion injury of the ankle: magnetic resonance imaging and clinical outcomes. *Foot Ankle Int.* 1998 Nov;19(11):730-4. doi: 10.1177/107110079801901103. PMID: 9840199.
29. Iglesias-Durán E, Guerra-Pinto F, Ojeda-Thies C, Vilá-Rico J. Reconstruction of the interosseous talocalcaneal ligament using allograft for subtalar joint stabilization is effective. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2023 Dec;31(12):6080-6087. doi: 10.1007/s00167-023-07622-6. Epub 2023 Nov 13. PMID: 37955675; PMCID: PMC10719127.
30. Edama M, Ikezu M, Kaneko F, et al. Morphological features of the bifurcated ligament. *Surg Radiol Anat.* 2019;41(1):3-7. <https://doi.org/10.1007/s00276-018-2089-y>.
31. Baumbach SF, Kistler M, Gaube FP, Bartz B, Traxler H, Throckmorton Z, Böcker W, Polzer H. Anatomical and biomechanical evaluation of the lateral calcaneo-cuboid and bifurcate ligaments. *Foot Ankle Surg.* 2022 Dec;28(8):1300-1306. doi: 10.1016/j.fas.2022.06.007. Epub 2022 Jun 21. PMID: 35773180.
32. Aoki A, Makihara Y, Tamura A, Ishii T, Kawagishi K. Anatomical analysis of ligaments surrounding calcaneocuboid joint; implications for role in foot stability. *Surg Radiol Anat.* 2024 Apr;46(4):425-431. doi: 10.1007/s00276-024-03303-2. Epub 2024 Feb 20. PMID: 38376525.
33. Edama M, Takabayashi T, Yokota H, Hirabayashi R, Sekine C, Kageyama I. Morphological characteristics of the plantar calcaneocuboid ligaments. *J Foot Ankle Res.* 2021 Jan;14(1):3. doi: 10.1186/s13047-020-00443-7. PMID: 33413502; PMCID: PMC7792160.
34. Long X, Du X, Yuan C, Xu J, Liu T, Zhang Y. Finite element analysis of the plantar support for the medial longitudinal arch with flexible flatfoot. *PLoS One.* 2025 Jan;20(1):e0313546. doi: 10.1371/journal.pone.0313546. PMID: 39752530; PMCID: PMC11698474.
35. Loozen L, Veljkovic A, Younger A. Deltoid ligament injury and repair. *Journal of Orthopaedic Surgery.* 2023;31(2). doi:10.1177/10225536231182345.
36. Dalmau-Pastor M, Malagelada F, Guelfi M, Kerkhoffs G, Karlsson J, Calder J, Vega J. The deltoid ligament is constantly formed by four fascicles reaching the navicular, spring ligament complex, calcaneus and talus. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2024 Dec;32(12):3065-3075. doi: 10.1002/ksa.12173. Epub 2024 May 17. PMID: 38757967; PMCID: PMC11605026.
37. Feger J, Luong D, Weerakkody Y, et al. Tibiocalcaneal ligament. Available from: <https://radiopaedia.org/articles/tibiocalcaneal-ligament-1?lang=us>. Accessed on 11 Apr 2025. <https://doi.org/10.53347/rID-77776>.
38. Jiang JT, Wang X, Li J, Huang W. Ipsilateral talus and calcaneus fracture associated with deltoid ligament rupture and Peroneal tendon subluxion. *Asian J Surg.* 2024 Jun;47(6):2707. doi: 10.1016/j.asjsur.2024.03.102. Epub 2024 Apr 11. PMID: 38609830.
39. Martinez-Franco A, Gijon-Nogueron G, Franco-Romero AG, Tejero S, Torrontegui-Duarte M, Jiménez-Díaz F. Ultrasound Examination of the Ligament Complex Within the Medial Aspect of the Ankle and Foot. *J Ultrasound Med.* 2022 Nov;41(11):2897-2905. doi: 10.1002/jum.15964. Epub 2022 Feb 16. PMID: 35170800; PMCID: PMC9790653.
40. Mania S, Beeler S, Wirth S, Viehöfer A. Talocalcaneal Ligament Reconstruction Kinematic Simulation for Progressive Collapsing Foot Deformity. *Foot Ankle Int.* 2024 Feb;45(2):166-174. doi: 10.1177/10711007231213361. Epub 2023 Dec 11. PMID: 38083852; PMCID: PMC10860361.
41. Pastore D, Cerri GG, Haghighi P, Trudell DJ, Resnick DL. Ligaments of the posterior and lateral talar processes: MRI and MR arthrography of the ankle and posterior subtalar joint with anatomic and histologic correlation. *AJR Am J Roentgenol.* 2009 Apr;192(4):967-73. doi: 10.2214/AJR.08.1207. PMID: 19304702.
42. Cankaya B, Ogul H. An inconspicuous stabilizer of the subtalar joint: MR arthrographic anatomy of the posterior talocalcaneal ligament. *Skeletal Radiol.* 2021 Apr;50(4):705-710. doi: 10.1007/s00256-020-03615-5. Epub 2020 Sep 21. PMID: 32959336.
43. Vadell AM, Peratta M. Calcaneonavicular ligament: anatomy, diagnosis, and treatment. *Foot Ankle Clin.* 2012 Sep;17(3):437-48. doi: 10.1016/j.fcl.2012.07.002. Epub 2012 Aug 9. PMID: 22938642.
44. Mizuno D, Otsuka S, Shan X, Umemoto K, Naito M. Variation in the origin of the plantar aponeurosis and its relationship to the origin of the abductor hallucis muscle. *Clin Anat.* 2024 Nov;37(8):925-929. doi: 10.1002/ca.24164. Epub 2024 Apr 6. PMID: 38581285.
45. Chen DW, Li B, Aubeeluck A, Yang YF, Huang YG, Zhou JQ, Yu GR. Anatomy and biomechanical properties of the plantar aponeurosis: a cadaveric study. *PLoS One.* 2014 Jan 2;9(1):e84347. doi: 10.1371/journal.pone.0084347. PMID: 24392127; PMCID: PMC3879302.
46. Schepsis AA, Leach RE, Gorzyca J. Plantar fasciitis. Etiology, treatment, surgical results, and review of the literature. *Clin Orthop Relat Res.* 1991 May;(266):185-96. PMID: 2019049.
47. Levenets V, Osadchaya L. The diagnosis and treatment of plantar fasciitis. *Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics.* 2009;(3):80-85. <https://doi.org/10.15674/0030-59872009380-85>.
48. Naňka O, Sedmera D, Rammelt S, Bartoniček J. Anatomy of the Achilles tendon — A pictorial review. *Orthopädie (Heidelb).* 2024 Oct;53(10):721-730. doi: 10.1007/s00132-024-04555-x. Epub 2024 Aug 30. PMID: 39212710.
49. Wang CS, Tzeng YH, Lin CC, Huang CK, Chang MC, Chiang CC. Radiographic Evaluation of Ankle Joint Stability After Calcaneofibular Ligament Elevation During Open Reduction and Internal Fixation of Calcaneus Fracture. *Foot Ankle*

Int. 2016 Sep;37(9):944-9. doi: 10.1177/1071100716649928. Epub 2016 May 17. PMID: 27188694.

50. Seidel A, Chidda A, Perez V, Krause F, Zderic I, Gueorgiev B, Lalonde KA, Meulenkamp B. Biomechanical Effects of Hindfoot Alignment in Supination External Rotation Malleolar Fractures: A Human Cadaveric Model. *Foot Ankle Int.* 2024 Jul;45(7):764-772. doi: 10.1177/10711007241241075. Epub 2024 Apr 15. PMID: 38618682.

51. Togashi R, Edama M, Shagawa M, Osanami H, Yokota H, Hirabayashi R, et al. Relationship between Joint and Ligament Structures of the Subtalar Joint and Degeneration of the Subtalar Articular Facet. *Int J Environ Res Public Health.* 2023 Feb;20(4):3075. doi: 10.3390/ijerph20043075. PMID: 36833765; PMCID: PMC9966608.

52. Turchin O, Liabakh A, Burianov O, Omelchenko T, Osadcha L. Ultrasonographic changes of plantar fascia in patients with plantar fasciitis due to acquired flat foot. *Annals of the Rheumatic Diseases.* 2022 June;81(1):1795. <https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2022-eular.5097>.

53. Roytman GR, Salameh M, Rizzo SE, Dhodapkar MM, Tommasini SM, Wignia DH, Yoo BJ. Sustentaculum fracture fixation with lateral plate or medial screw fixation are equivalent. *Injury.* 2024 Jun;55(6):111532. doi: 10.1016/j.injury.2024.111532. Epub 2024 Apr 9. PMID: 38614015.

Отримано/Received 03.04.2025

Рецензовано/Revised 12.04.2025

Прийнято до друку/Accepted 21.04.2025

Information about authors

Heorhii Hoduadze, PhD-student, Department of Surgery 3, Poltava State Medical University, Poltava, Ukraine; e-mail: dr.goduadze@gmail.com; phone: +380 (99) 958-02-48; <https://orcid.org/0000-0001-6287-8028>
Oleksandr Pelypenko, PhD in Medicine, Associate Professor, Department of Surgery 3, Poltava State Medical University, Poltava, Ukraine; e-mail: ovpelypenko@ukr.net; phone: +380 (95) 741-04-37; <https://orcid.org/0000-0002-9010-3163>

Conflicts of interests. Authors declare the absence of any conflicts of interests and own financial interest that might be construed to influence the results or interpretation of the manuscript.

Authors' contribution. Hoduadze H.N. — data collection and analysis, writing the article, work design; Pelypenko O.V. — work concept, data analysis, critical review.

H.N. Hoduadze, O.V. Pelypenko

Poltava State Medical University, Poltava, Ukraine

The role of the foot ligaments in the formation of complex calcaneal fractures

Abstract. Background. Established knowledge on the mechanisms of various types of calcaneal fractures necessitates further investigation to elucidate the role of ligaments in the formation of constant fracture types and the development of characteristic bone fragments. The purpose is to analyze the specific influence of the ligaments of the rearfoot on the formation of complex calcaneal fractures. **Materials and methods.** A total of 53 scientific publications from the Scopus, Web of Science, and PubMed databases were reviewed. To examine the insertion sites, an analysis of 14 anatomical specimens of calcaneal bone from the anatomical museum of the Poltava State Medical University was conducted. A Schweizer Tech-Line 4X magnifying optical device was used. To form interactive 3D models and reconstruct the studied structures and typical fracture lines on their surface, we used a licensed version of the Microsoft Paint 3D. **Results.** The analysis of interactive 3D models demonstrates a clear distribution of ligament attachment sites around the constant fragments, revealing a direct correlation between the number and area of ligamentous insertions and the stability of the bony fragment. According to the literature, the most stable fragment is the medial (sustentacular) one, which serves as the attachment

site for several ligaments in multiple planes. A similar relationship was observed for both anterior fragments. As a result, the energy applied by a traumatic agent, when distributed across the calcaneal bone, is often insufficient to overcome the resistance of these strong ligamentous structures. Moreover, the energy is concentrated in corresponding areas of the bone, leading to the formation of primary and secondary fracture lines. This finding explains why the lateral portion of the posterior calcaneal articular facet undergoes significant displacement, as no ligamentous insertions were identified in this region. **Conclusions.** By examining the insertion sites of the ligaments of the rearfoot on the calcaneal surface and correlating these findings with typical fracture lines and fragment formation, it can be concluded that ligamentous structures may significantly influence the development of complex calcaneal fractures. This observation warrants further biomechanical research and may contribute to refining the existing paradigms of surgical and rehabilitative management for complex calcaneal fractures.

Keywords: calcaneal fracture; calcaneus; ligaments; review; anatomy; osteosynthesis

Кваша В.П.¹, Левицький А.Ф.¹, Чорний В.С.¹, Лиходій В.В.¹, Карпінський М.Ю.²,
Яресько О.В.²

¹Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, м. Київ, Україна

²ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України»,
м. Харків, Україна

Напружено-деформований стан надплечово-ключичного суглоба при ушкодженні надплечово-ключичних зв'язок та фіксації hook plate (клініко-експериментальне дослідження)

Резюме. Актуальність. Питома частка вивихів акроміального кінця ключиці становить до 26 % серед травматичних вивихів апарата руху та опори та до 10 % серед травматичних уражень у ділянці плечового поясу. У світовій практиці потреба у фіксації акроміального кінця ключиці реалізується в 47 % випадків шляхом використання hook plate. Однак використання цієї конструкції поряд з перевагами має суттєві недоліки, як-от біль у плечі, руйнація кісткової тканини, особливо в ділянці надплечового відростка лопатки, та субакроміальний конфлікт. **Мета:** встановити взаємозв'язок негативних наслідків та конструктивних особливостей hook plate шляхом вивчення напружено-деформованого стану надплечово-ключичного суглоба при ушкодженні надплечово-ключичного статичного зв'язкового комплексу. **Матеріали та методи.** Експериментальна частина базується на дослідженні скінченно-елементних моделей надплечово-ключичного суглоба в нормі, при пошкодженні надплечово-ключичних стабілізаторів та при фіксації акроміального кінця ключиці hook plate. Клінічний матеріал базується на аналізі результатів лікування 36 пацієнтів, у яких було діагностовано поєднане ушкодження lig. acromioclaviculare inferior та lig. acromioclaviculare superior і фіксація hook plate. **Результати.** При ушкодженні обох зв'язок комплексу hook plate дозволяє знизити рівень напружень у ключиці практично до норми, але напруження на дзьобоподібному відростку лопатки залишаються на досить високому рівні — 90,0 МПа). Також значні напруження виникають на акроміальному відростку — 55,3 МПа та по краю виїмки лопатки — 54,2 МПа. При цьому напруження самої пластини підвищуються до 433,3 МПа, що досить близько до межі міцності матеріалу, з якого вона виготовлена. **Висновки.** При ушкодженні обох зв'язок надплечово-ключичного комплексу hook plate дозволяє знизити рівень напружень у ключиці практично до норми, але напруження на дзьобоподібному відростку лопатки залишаються на досить високому рівні. Також значні напруження виникають на акроміальному відростку та по краю виїмки лопатки, що пояснює розвиток ерозій і відповідно субакроміального конфлікту, а це негативно впливає на результати лікування.

Ключові слова: надплечово-ключичний суглоб; статичні стабілізатори; спосіб фіксації hook plate

Вступ

Питома частка вивихів акроміального кінця ключиці (АКК) становить до 26 % серед травматичних вивихів апарата руху та опори та до 10 % серед травматичних уражень у ділянці плечового поясу. Пошкодження надплечово-ключичного суглоба (НКС) частіше виникає у віці 20–40 років, за статевою належністю суттєво превалюють чоловіки [1].

Для стабілізації АКК найбільш вживаною конструкцією є гачкоподібна пластина — hook plate, запропонована G.E. Fade, J.E. Scullion (2002) [2].

Для стабілізації АКК найбільш вживаною конструкцією є гачкоподібна пластина — hook plate, запропонована G.E. Fade, J.E. Scullion (2002) [2].

Поширеність використання цієї конструкції зумовлена простотою застосування, забезпеченням достатньої стабілізації АКК за рахунок формування важеля, який забезпечує рівновагу між частиною пластини, розміщеної на ключиці, та гачком, що розташовується субакроміально [3, 4].

На перших етапах широкого застосування гачкоподібної пластини автори повідомляли про позитивні сторони її застосування, однак з накопиченням досвіду застосування цієї конструкції у світовій літературі все частіше обговорюються недоліки hook plate, а саме: біль у плечі, руйнація кісткової тканини, особливо в ділянці надплечового відростка лопатки, та субакроміальний конфлікт [5].

Таким чином, як підсумок, можна сформулювати переваги та недоліки цієї конструкції. Переваги: можливість раннього функціонального післяопераційного лікування з відведенням руки в плечовому суглобі до 90°; низькі технічні вимоги при застосуванні; відсутність залишків стороннього тіла після видалення імплантату. Недоліки та ускладнення: акроміальний остеоліз (поширеність 20–50 %); перелом акроміона (поширеність приблизно 2 %); субакроміальний конфлікт (поширеність до 40 %); необхідність видалення імплантату.

Недоліки сучасних фіксуючих конструкцій негативно впливають на результати лікування, що потребує розробки новітніх засобів для стабілізації АКК.

Мета: встановити взаємозв'язок негативних наслідків та конструктивних особливостей hook plate шляхом вивчення напружено-деформованого стану надплечово-ключичного суглоба при ушкодженні надплечово-ключичного статичного зв'язкового комплексу.

Матеріали та методи

Для забезпечення експериментальної частини дослідження була створена скінченно-елементна модель НКС у нормі (рис. 1), при пошкодженні lig. acromioclaviculare inferior та lig. acromioclaviculare superior та з фіксацією АКК hook plate (рис. 2а, б).

При моделюванні матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент був обраний 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Механічні властивості матеріалів відібрано з джерел літератури [6–10]. Використані характеристики (E — модуль пружності Юнга, ν — коефіцієнт Пуассона) наведені в табл. 1.

До моделей прикладали сили, які діють на НКС при відведенні верхньої кінцівки на 90°, та імітували дію м'язів: середня порція (middle deltoid) — 173,4 Н, передня (anterior deltoid) — 121,9 Н та задня порція дельтоподібного м'яза (posterior deltoid) — 371,3 Н; надостовий (supraspinatus) — 190,7 Н та підостовий (infraspinatus combined) м'язи — 55,6 Н, підлопатковий (m. subscapularis) — 1029,8 Н.

Для порівняльного аналізу напружень в елементах моделей були визначені контрольні точки (рис. 3).

Максимальний рівень напружень реєстрували у зв'язках, кісткових елементах та на металевих конструкціях. Побудову моделі здійснювали в програмі SolidWorks [11].

Клінічний матеріал базується на ретроспективному аналізі результатів лікування 36 пацієнтів за період з 2016 по 2022 рік, у яких було діагностовано поєднане ушкодження lig. acromioclaviculare inferior та lig. acromioclaviculare superior і фіксація hook plate.

Результати

Першим етапом було проведено визначення показників напружено-деформованого стану моделі без ушкодження зв'язкового апарату (рис. 4).

За результатами дослідження, при цілісності зв'язкового стабілізуючого апарату відведення верхньої кінцівки викликає напруження елементів моделі, які набувають максимального значення 81,8 МПа в середній частині ключиці, а мінімальне — 3,0 МПа реєструється на її грудинному кінці. На лопатці найбільш напруженим (32,5 МПа) виявляється край її виїмки, мінімальні напруження — 11,2 МПа виникають по її медіальному краю. Серед зв'язок найбільший рівень напружень зафіксовано на lig. trapezoideum — 50,6 МПа, найнижчий — на lig. acromioclaviculare superior — 39,5 МПа.

У подальшому вивчали зміни напружено-деформованого стану моделі з ушкодженням lig. acromioclaviculare inferior та lig. acromioclaviculare superior (рис. 5).

Пошкодження обох зв'язок НКС призводить до зниження напружень на надплечовому відростку лопатки до мінімальних значень 1,0 МПа, що пояснюється втратою його зв'язку з АКК. У такій ситуації стабілізація відбувається за рахунок дзобоключичного зв'язкового комплексу, що призводить до суттєвого підвищення рівня напружень на дзобоподібному відростку до 81,7 МПа. Поряд зі зни-

Таблиця 1. Механічні характеристики використаних матеріалів

Матеріал	Модуль пружності Юнга E , МПа	Коеф. Пуассона, ν	Межа міцності, МПа
Кортикальна кістка	18 350,0	0,3	170,0
Губчаста кістка	1040,0	0,3	10,0
Зв'язки	330,0	0,4	—
Хрящ	5,58	0,44	—
Хірургічна сталь AISI 316L	200 000	0,30	505,0

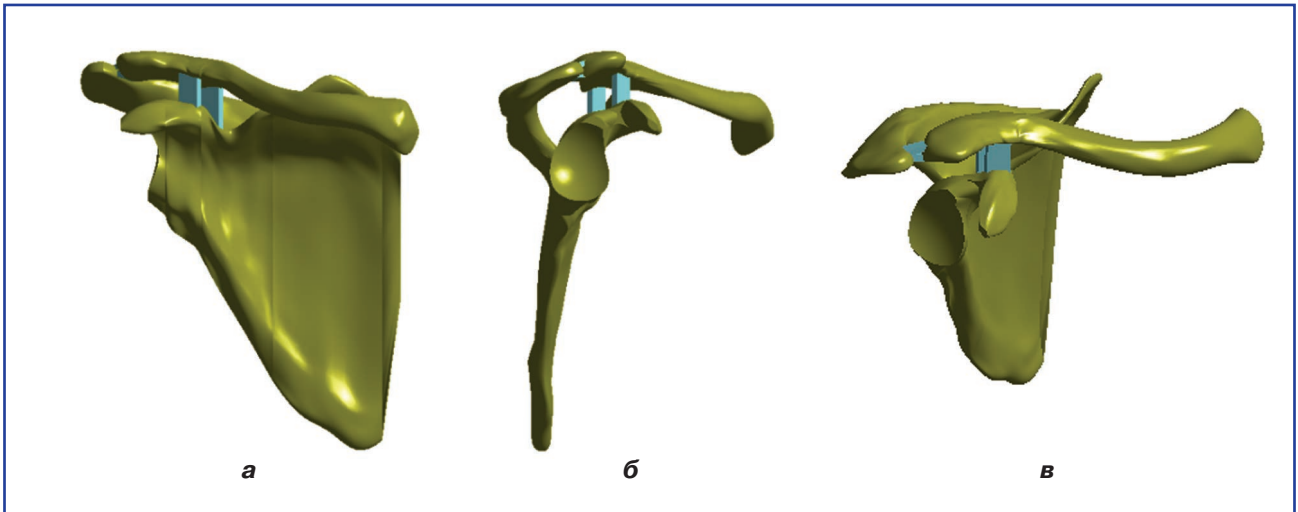


Рисунок 1. Модель надплечово-ключичного суглоба в нормі: а — вигляд у фронтальній площині; б — вигляд у сагітальній площині; в — вигляд зверху

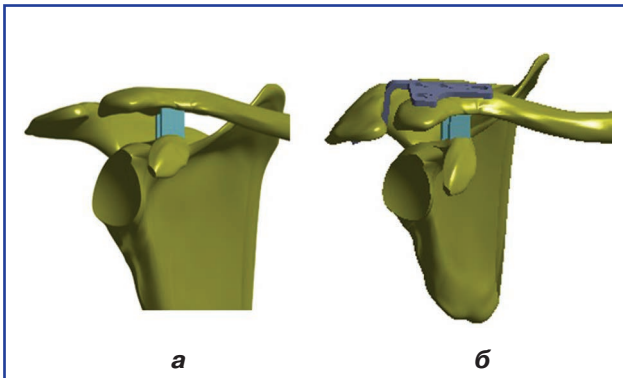


Рисунок 2. Кінцеві моделі для дослідження: а — поєднане ушкодження lig. acromioclaviculare inferior та lig. acromioclaviculare superior; б — фіксація hook plate

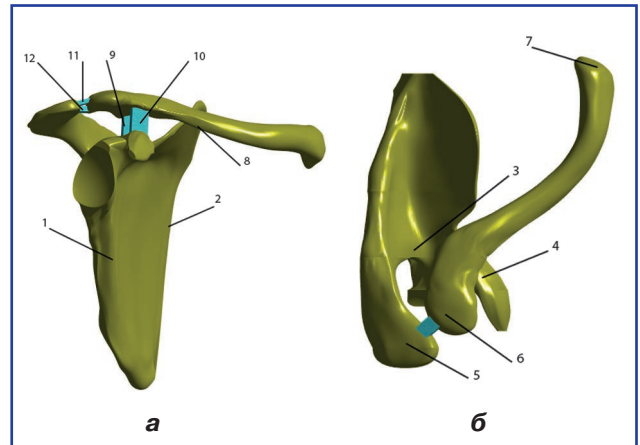


Рисунок 3. Схема розташування контрольних точок: а — вигляд спереду; б — вигляд зверху

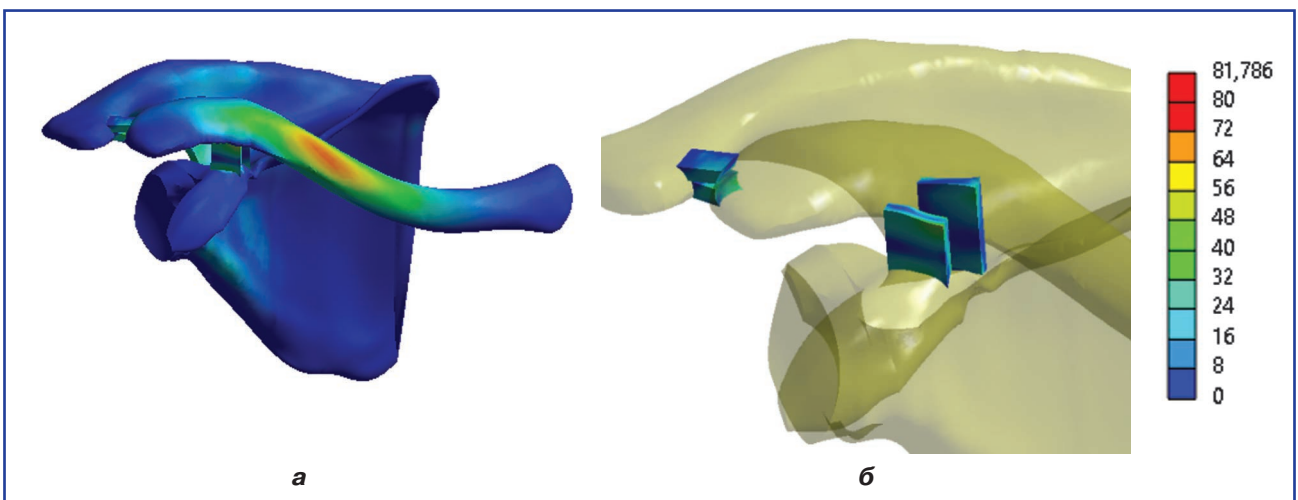


Рисунок 4. Розподіл напружень в елементах моделі в нормі: а — у кісткових елементах; б — у зв'язках

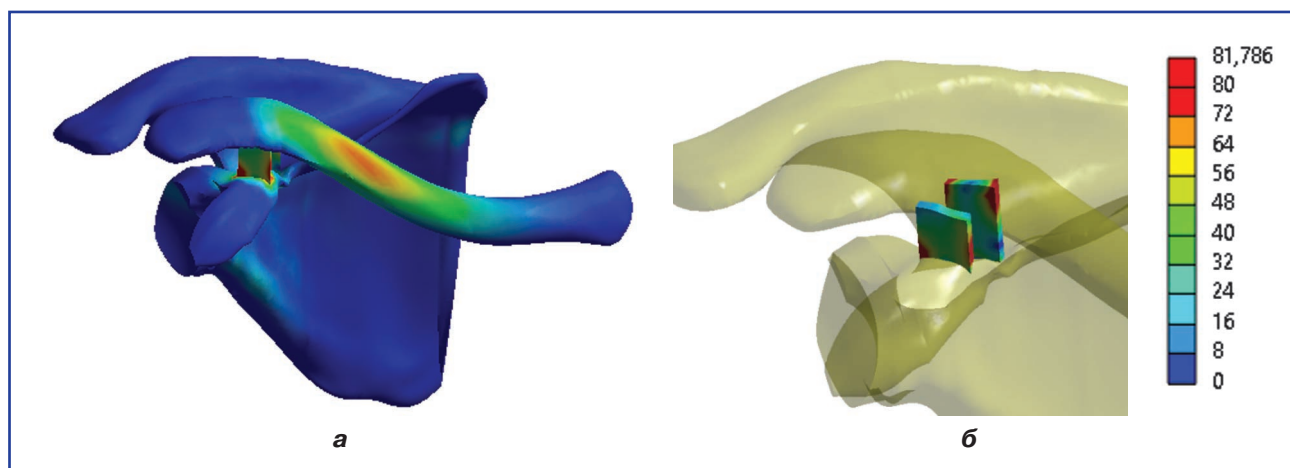


Рисунок 5. Розподіл напружень в елементах моделі з uszkodженням lig. acromioclavicular inferior та lig. acromioclavicular superior: а — у кісткових елементах; б — у зв'язках

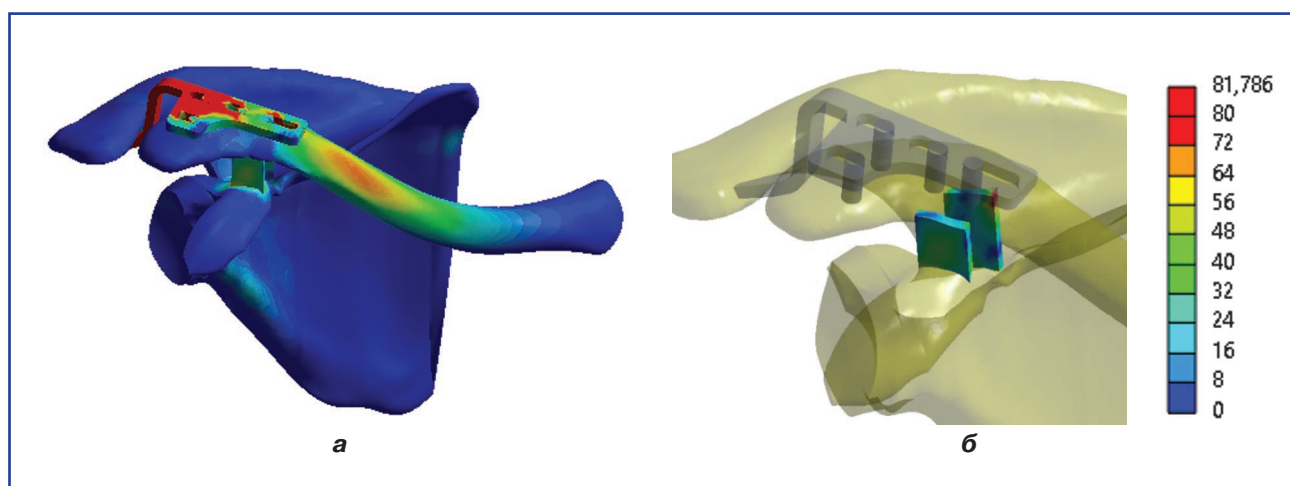


Рисунок 6. Розподіл напружень в елементах моделі з uszkodженням lig. acromioclavicular inferior та lig. acromioclavicular superior при фіксації акроміального кінця ключиці hook plate: а — у кісткових елементах; б — у зв'язках

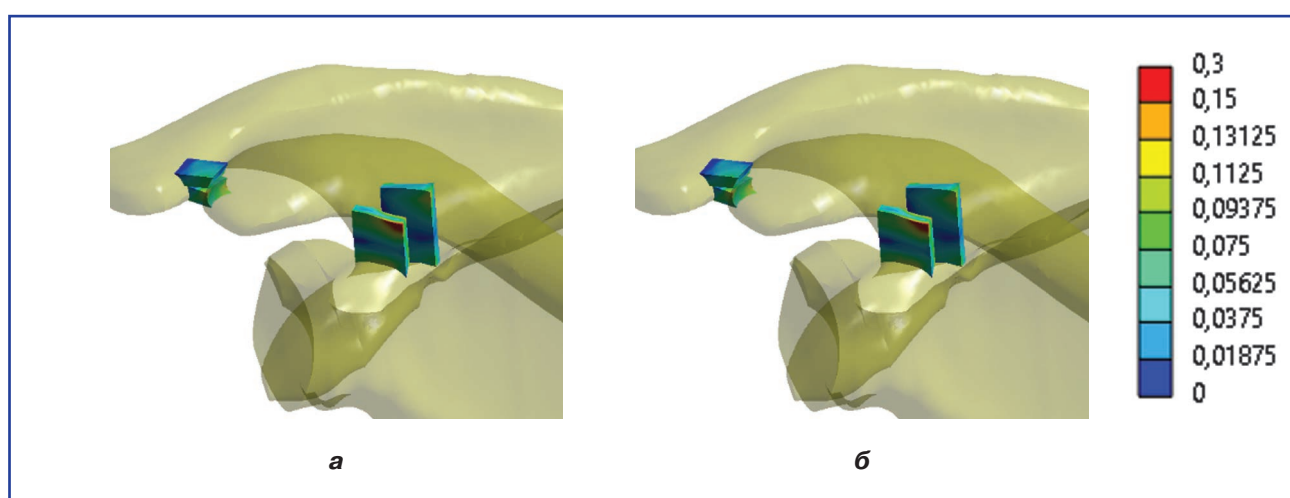


Рисунок 7. Розподіл відносних деформацій у зв'язках моделі: а — у нормі; б — при uszkodженні lig. acromioclavicular inferior та lig. acromioclavicular superior без фіксації

женням до мінімального значення напруження на АКК до 0,1 МПа відбувається суттєве підвищення в середній частині ключиці — до 120,0 МПа. Відповідно, зв'язки дзюбоклучичного комплексу мають підвищене навантаження, що призводить до збільшення їх напруження в 3 рази порівняно з нормою, а саме до 134,5 та 147,0 МПа на lig. conoideum та lig. trapezoideum відповідно.

Розподіл напружень у кісткових елементах моделі при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior та lig. acromioclaviculare superior з фіксацією АКК hook plate наведено на рис. 6.

При ушкодженні обох зв'язок hook plate дозволяє знизити рівень напружень у ключиці практично до норми, але напруження на дзюбоподібному відростку лопатки залишаються на досить високому рівні — 90,0 МПа. Значні напруження визначаються на акроміальному відростку — 55,3 МПа та по краю виїмки лопатки — 54,2 МПа. Напруження самої пластини підвищуються до 433,3 МПа, що досить близько до межі міцності матеріалу, з якого вона виготовлена. Напруження на неушкоджених зв'язках хоча і знижуються порівняно з моделлю без фіксації, але залишаються на досить високому рівні — 97,2 та 76,7 МПа на lig. conoideum та lig. trapezoideum відповідно.

Величини максимальних напружень у контрольних точках моделей з ушкодженням lig. acromioclaviculare inferior та lig. acromioclaviculare superior і фіксацією АКК hook plate наведені в табл. 2.

Величини напружень в елементах стабілізуючої металеві конструкції при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior та lig. acromioclaviculare superior: пластина — 391,0 МПа, латеральний гвинт — 319,0 МПа, медіальний — 138,8 МПа.

Розподіл відносних деформацій у зв'язках на моделі в нормі й при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior та lig. acromioclaviculare superior без фіксації акроміального кінця ключиці наведено на рис. 7.

Проведене дослідження показало, що в нормі при відведенні верхньої кінцівки максимальних відносних деформацій (19 %) зазнає lig. trapezoideum, мінімальних (12 %) — lig. acromioclaviculare superior. Відносні деформації lig. conoideum та lig. acromioclaviculare inferior визначаються на рівні 13 та 14 % відповідно. При ушкодженні обох зв'язок ключично-акроміального з'єднання всі навантаження, які виникають в НКС, беруть на себе зв'язки дзюбоклучичного зчленування, що призводить до значного збільшення їх відносних деформацій: до 40 % lig. conoideum та 44 % lig. trapezoideum.

Розподіл відносних деформацій у моделі з фіксацією АКК hook plate при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior та lig. acromioclaviculare superior наведено на рис. 8.

Використання hook plate дозволяє знизити рівень відносних деформацій у зв'язках дзюбоклучичного зчленування нижче від рівня моделі без фіксації, однак ці показники були високими щодо lig. conoideum та lig. trapezoideum, а саме до 30 і до 23 % відповідно.

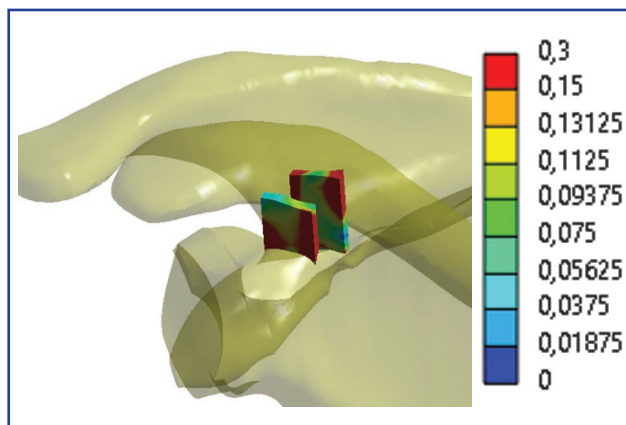


Рисунок 8. Розподіл відносних деформацій у моделях при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior та lig. acromioclaviculare superior при фіксації hook plate

За результатами дослідження можна стверджувати, що за критерієм мінімізації величини відносних деформацій у зв'язках ключично-лопаткового зчленування при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior та lig. acromioclaviculare superior показники деформації у зв'язках при фіксації hook plate характеризуються високими значеннями, хоча вони і нижчі від рівня показників моделі без фіксації.

За результатами клінічного дослідження, хронічний біль у плечовому суглобі, що спостерігається у близько 25 % пацієнтів, яким проводилась фіксація АКК hook plate, зумовлений руйнацією кісткової тканини в ділянці голівки плечової кістки та надплечового відростка. Утворення ерозій кісткової тканини в ділянці голівки плечової кістки зумовлене технічними помилками застосування конструкції, тоді як руйнація надплечового відростка пов'язана зі значними напруженнями цього анатомічного утворення, які сягають 55,3 МПа.

Обговорення

Поряд з беззаперечними позитивними сторонами застосування hook plate при вивихах АКК (простота імплантації, забезпечення достатньої стабілізації АКК, результативність) [4, 5] предметна дискусія стосується негативних наслідків застосування цієї стабілізуючої конструкції.

Численні ускладнення, про які повідомлялося при фіксації гачкоподібною пластиною, нівелюють високий рівень успішних результатів та швидку реабілітацію. Найчастішими ускладненнями, про які повідомляється в численних літературних джерелах, є субакроміальний конфлікт і акроміальна кісткова ерозія [12].

Субакроміальна ерозія різного об'єму і поширеності, за результатами різних дослідників, спостерігається у від 60 до 100 % випадків. Значний вплив на післяопераційну субакроміальну ерозію має кут нахилу між підакроміальною та надключичною частинами [13, 14].

Таблиця 2. Величини напружень у контрольних точках моделі з ушкодженням lig. acromioclaviculare inferior та lig. acromioclaviculare superior при фіксації акроміального кінця ключиці hook plate

Контрольні точки		Напруження, МПа		
		Норма	Без фіксації	Hook plate
Лопатка	1	19,3	20,2	20,4
	2	11,2	11,5	11,6
	3	32,5	42,5	34,5
	4	28,2	25,1	20,7
	5	27,9	25,7	26,6
Ключиця	6	21,2	35,6	26,6
	7	3,0	4,3	3,4
	8	81,8	81,8	81,2
Зв'язки	9	44,0	52,9	43,8
	10	50,6	71,3	46,0
	11	39,5	95,1	62,5
	12	48,2	—	—

Одним зі шляхів мінімізації таких ускладнень є виконання анатомічної індивідуальної підгонки пластики під час оперативного втручання, яка полягає в згинанні саме гачка, тому що попереднє контурування в 20 градусів забезпечує максимальну відповідність гачкової частини конструкції нижньому краю акроміона. Для контролю відповідності існує навіть спеціальна техніка флюороскопії для максимальної підгонки контурів гачка та акроміона, що зменшує неминучу акроміальну ерозію [15].

Другий важливий профілактичний напрямок полягає в якомуго ранньому вилученні фіксуючої конструкції, що запобігає таким ускладненням, як субакроміальний конфлікт і утворення акроміальних ерозій. Така позиція підтримується більшістю дослідників, однак не досягнуто консенсусу щодо терміну проведення повторного оперативного втручання. Аналіз літературних джерел дозволяє виділити три положення стосовно цього питання: металеві конструкції слід вилучати в терміни від 2 до 4 місяців; від 4 до 6; від 6 до 9 місяців [16].

За шкалою Constant Murley та візуальною аналоговою шкалою болю найкращі результати лікування отримали у групі, де металофіксатори були видалені в термін від 4 до 6 місяців. При видаленні спеціалізованої пластики в термін понад 6 місяців спостерігали ускладнення — необоротні зміни в АКС (деформуючий артроз, дефект кісткової тканини акроміального відростка лопатки тощо) [17].

Одним з найпоширеніших ускладнень при фіксації АКК hook plate є синдром субакроміального конфлікту (імпінджменту). Ding Xu, Yulong Shi, Peng Luo et al. встановили найбільш вагомі фактори ризику субакроміального конфлікту: вік, стать, індекс маси тіла, статус куріння, споживання алкоголю, тип травми, тип пошкодження за класифікацією Роквуда, місце травми, час операції, травма після операції, відстань між

тілом гачка та акроміоном, глибина введення кінчика гачка, відстань між пластиною гачка та голівкою плечової кістки, кут гачкоподібної пластики і форма акроміона [18].

Висновок

При ушкодженні обох зв'язок ключично-акроміального комплексу hook plate дозволяє знизити рівень напружень у ключиці практично до норми, але напруження на дзюбоподібному відростку лопатки залишаються на досить високому рівні. Також значні напруження виникають на акроміальному відростку та по краю виїмки лопатки, що пояснює розвиток ерозій і відповідно субакроміального конфлікту, а це негативно впливає на результати лікування.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів та власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

Внесок авторів. Кваша В.П. — остаточне затвердження статті; Левицький А.Ф. — концепція та дизайн роботи; Чорний В.С., Яресько О.В. — збір та аналіз даних; Лиходій В.В. — критичний огляд; Карпінський М.Ю. — написання статті.

Список літератури

1. Albishi W., AlShayhan F., Alfridy A., et al. Acromioclavicular joint separation: Controversies and treatment algorithm. *Orthopedic Reviews.* 2024;16. doi: 10.52965/001c.94037.
2. Fade G.E., Scullion J.E. Hook plate fixation for lateral-clavicular malunion. *AO Dialogue.* 2002;15(1):14-18.
3. Hung L.-K., Lee C.-H., Su K.-C. Biomechanical Analysis of Clavicle Hook Plates with a Range of Posterior Hook Offsets Implanted at Different Acromion Positions in the Acromioclavicular Joint: A Finite Element Analysis Study. *Appl. Sci.* 2021;11:11105. doi: 10.3390/app112311105.

4. Taylor B.C. *Tightrope and Clavicular Hook Plate Technique: A Commentary. Journal of Investigative Surgery.* 2021;35(3):697. doi: 10.1080/08941939.2021.1914786.
5. Ding Xu, Yulong Shi, Peng Luo, et al. *Influential factors of subacromial impingement syndrome after hook plate fixation for acromioclavicular joint dislocation. A retrospective study. Medicine (Baltimore).* 2021;100(23):e26333. doi: 10.1097/MD.00000000000026333.
6. Boccaccio A., Pappalettere C. *Mechanobiology of Fracture Healing: Basic Principles and Applications in Orthodontics and Orthopaedics. In: Theoretical Biomechanics. Prague: Intech-Open, 2011:21-48. doi: 10.5772/19420.*
7. 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.
8. Savio L.-Y. Woo, Steven D. Abramowitch, Robert Kilger, Rui Liang. *Biomechanics of knee ligaments: injury, healing, and repair. Journal of Biomechanics.* 2006;39:1-20. PMID: 16271583. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.10.025.
9. Karpinsky M., Yaresko O., Pavlenko K., Topor V., Uvarova O., Popov O. *Mathematical modeling of options for osteosynthesis of middle third clavicle fractures. ОТР.* 2014;(4):5-13. doi: 10.15674/0030-5987201445-13.
10. Chang Y.-W., Hughes R.E., Su F.-C., Itoi E., An K.-N. *Prediction of muscle force involved in shoulder internal rotation. Journal of Shoulder and Elbow Surgery.* 2000;9(3):188-195.
11. Rao S.S. *The Finite Element Method in Engineering. Butterworth-Heinemann, 2017:782.*
12. Lee S.J., Eom T.W., Hyun Y.S. *Complications and Frequency of Surgical Treatment with AO-Type Hook Plate in Shoulder Trauma: A Retrospective Study. J Clin Med.* 2022;11(4):1026. doi: 10.3390/jcm11041026.
13. Oh H.S., Kim S., Hyun J.H., et al. *Effect of subacromial erosion shape on rotator cuff and clinical outcomes after hook plate fixation in type 5 acromioclavicular joint dislocations: a retrospective cohort study. BMC Musculoskelet Disord.* 2022;23(1):42. doi: 10.1186/s12891-021-04987-y.
14. Kim J.Y., Rhee S.M., Ko Y.W., et al. *Subacromial Erosion after Hook Plate Fixation in Acute Acromioclavicular Joint Dislocation. J Orthop Trauma.* 2022;36(5):167-173. doi: 10.1097/BOT.0000000000002282.
15. Joo M.S., Kwon H.Y., Kim J.W. *Clinical outcomes of bending versus non-bending of the plate hook in acromioclavicular joint dislocation. Clin. Shoulder Elb.* 2021;24:202-208. doi: 10.5397/cise.2021.00423.
16. Loganathan S., Thanikaimalai S., Nageshwaran J., et al. *Clavicle Hook Depth and Impingement Syndrome A Cause-Effect Relationship. Open Journal of Orthopedics.* 2017;7:1-6. doi: 10.4236/ojo.2017.1001.
17. Долгополов О.П., Ярова М.Л., Безрученко С.О. *Ретроспективний аналіз лікування хворих із вивихами акроміального кінця ключиці спеціалізованою пластиною. Запорізький медичний журнал.* 2020;22.2(119):231-239. doi: 10.14739/2310-1210.2020.2.200623.
18. Ding Xu, Yulong Shi, Peng Luo, et al. *Influential factors of subacromial impingement syndrome after hook plate fixation for acromioclavicular joint dislocation. A retrospective study. Medicine (Baltimore).* 2021;100(23):e26333. doi: 10.1097/MD.00000000000026333.

Отримано/Received 04.04.2025

Рецензовано/Revised 13.04.2025

Прийнято до друку/Accepted 18.04.2025

Information about authors

Volodymyr P. Kvasha, MD, DSc, PhD, Professor, Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: vlkvash@ukr.net, vlkvasha@ukr.net; phone: +380 (50) 381-65-57; <https://orcid.org/0000-0002-7444-6289>

Anatoliy F. Levytskyi, MD, DSc, PhD, Professor, Head of the Department of Pediatric Surgery, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: levytski.a.f@gmail.com, pedsurg_nmu@yahoo.com; phone: +380 (67) 725-14-74, +380 (44) 236-70-52; <https://orcid.org/0000-0002-4440-2090>

Volodymyr S. Chornyi, PhD in Medicine, Associate Professor, Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: oncoortoped@gmail.com; phone: +380 (96) 255-52-44; <https://orcid.org/0000-0002-3679-0783>

Viktor V. Lykhodii, PhD in Medicine, Associate Professor, Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: kaftraum@ukr.net; phone: +380 (96) 708-90-60; <https://orcid.org/0000-0002-8125-0225>

Mykhailo Yu. Karpinsky, Senior Research Fellow, Biomechanics Laboratory, Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMSU, Kharkiv, Ukraine; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; phone: +380 (67) 571-48-63; <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>

Olexander V. Yaresko, Junior Research Fellow, Biomechanics Laboratory, Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMSU, Kharkiv, Ukraine; e-mail: avyresko@gmail.com; phone: +380 (57) 725-14-74; <https://orcid.org/0000-0002-2037-5964>

Conflicts of interests. Authors declare the absence of any conflicts of interests and own financial interest that might be construed to influence the results or interpretation of the manuscript.

Authors' contribution. V.P. Kvasha — final approval of the article; A.F. Levytskyi — work concept and design; V.S. Chornyi, O.V. Yaresko — data collection and analysis; V.V. Lykhodii — critical review; M.Yu. Karpinsky — writing the article.

V.P. Kvasha¹, A.F. Levytskyi¹, V.S. Chornyi¹, V.V. Lykhodii¹, M.Yu. Karpinsky², O.V. Yaresko²

¹Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

²Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMSU, Kharkiv, Ukraine

Stress-strain state of the acromioclavicular joint in case of damage to the acromioclavicular ligaments and hook plate fixation (clinical and experimental study)

Abstract. Background. The specific proportion of dislocations of the acromial end of the clavicle is up to 26 % of traumatic dislocations of the locomotor system and up to 10 % of traumatic lesions in the shoulder girdle. In world practice, the need to fix the acromial end of the clavicle is realized by using hook plates in 47 % of

cases. However, this design, along with its advantages, has significant disadvantages, the most significant of them are shoulder pain, bone destruction, especially in the area of the acromion, and subacromial conflict. Objective: to establish the relationship between the negative consequences and the design features of the hook plate by investi-

gating the stress-strain state of the acromioclavicular joint in case of damage to the acromioclavicular static ligament complex. **Materials and methods.** The experimental part is based on the study of finite element models of the supraclavicular joint in normal conditions, with damage to the acromioclavicular stabilizers, and with fixation of the acromial end of the clavicle with a hook plate. The clinical material is based on the analysis of the treatment outcomes in 36 patients who were diagnosed with combined damage to the lig. acromioclaviculare inferior and lig. acromioclaviculare superior and hook plate fixation. **Results.** When both ligaments of the complex are damaged, the hook plate allows you to reduce the stress level in the clavicle almost to the normal level, but the stress on the coracoid process remains at a fairly high level of 90.0 MPa. Also, significant stresses occur on

the acromion — 55.3 MPa and on the edge of the scapular notch — 54.2 MPa. At the same time, the stresses in the plate itself increase to 433.3 MPa, which is quite close to the strength limit of the material from which it is made. **Conclusions.** When both ligaments of the acromioclavicular complex are damaged, the hook plate allows you to reduce the level of stress in the clavicle almost to the normal level, but the stress on the coracoid process remains at a fairly high level. Also, significant stresses occur at the acromial process and along the edge of the scapular notch, which explains the development of erosions and, accordingly, subacromial conflict, which negatively affects treatment outcomes.

Keywords: acromioclavicular joint; static stabilizers; hook plate fixation method

Кравченко Д.Д.^{1,2}, Страфун О.С.², Суворов В.Л.², Карпінська О.Д.³, Карпінський М.Ю.³

¹ДНУ «Центр інноваційних медичних технологій НАН України», м. Київ, Україна

²ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ, Україна

³ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

Моделювання роботи м'язів при згинанні верхньої кінцівки в плечовому суглобі

Резюме. Актуальність. 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 суглоба, широко використовується реверсивне ендопротезування. 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. **Мета:** оцінити силовий внесок окремих м'язових груп при згинанні верхньої кінцівки в плечовому суглобі для подальшого застосування в біомеханіці та клінічній практиці. **Матеріали та методи.** У структуру моделі входять 6 суглобових з'єднань: надплечово-ключичне (*articulatio acromio-clavicularis*), грудинно-ключичне (*articulatio sternoclavicularis*), плечове (*articulatio glenohumeralis*), плечоліктьове (*articulatio humeroulnaris*), плечо-променево (*articulatio humeroradialis*) та променево-зап'ясткове (*articulatio radiocarpalis*). Розглядали рух верхньої кінцівки без навантаження (*passive*) та при згинанні з вагою 2 кг. **Результати.** 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*), активуються помітно менше, приблизно удвічі, 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, у міру збільшення кута згинання зменшується його довжина, що і зменшує необхідну силу. Тобто основна його роль у 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 незначно, 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 (плечоїді), який забезпечується передньою порцією дельтоподібного м'яза, великим грудним м'язом і безпосередньо біцепсом. Подальший рух потребує задіяння м'язів, відповідальних за рух лопатки (*m. serratus anterior*, *m. trapezius (pars descendens)*, *mm. rhomboidei*). При ендопротезуванні плечового суглоба за можливості бажано зберегти м'язи ротаторної манжети плеча і дельтоподібний м'яз або домагатися мінімального їх ушкодження. *M. teres minor*, як частина ротаторної манжети, разом з *m. infraspinatus* утримує суглоб, запобігаючи вивиху протеза. 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 зги-

нання 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.

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, як-от 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 суглоба (ротаторна артропатія плечового суглоба, 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) надостового (m. supraspinatus), 2) підостового (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 у 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, як-от 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 згинанні верхньої кінцівки в плечовому суглобі для подальшого застосування в біомеханіці та клінічній практиці.

Матеріали та 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 у 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 E. Chadwick та співавторів [9].

Ця модель дозволяє досліджувати рухи в суглобах плечового поясу. У структуру моделі, застосованої для моделювання, входять 6 суглобових з'єднань: надплечово-ключичне (articulatio acromio-clavicularis), грудинно-ключичне (articulatio sternoclavicularis), плечове (articulatio glenohumeralis), плечоліктьове (articulatio humeroulnaris), плечопроменеве (articulatio humeroradialis) та променево-зап'ясткове (articulatio radiocarpalis). Загалом модель містить 138 м'язів (рис. 1).

Для вивчення згинання верхньої кінцівки нам необхідно змодельовати рухи у плечовому суглобі. У моделі згинання здійснюється зміна кута в плечовому суглобі за віссю 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.

Розглянемо деякі біомеханічні поняття для розуміння процесу, який моделюємо.

1. Сила м'язів верхньої кінцівки та плеча

Сила, яку розвивають м'язи верхньої кінцівки та плеча, є ключовим аспектом біомеханіки людського руху. Верхня кінцівка, зокрема плечовий пояс, включає складну систему м'язів, суглобів і кісток, що забезпечують широкий діапазон рухів, як-от згинання, розгинання, відведення, приведення та обертання. Основні м'язи, які беруть участь у цих рухах, включають дельтоподібний м'яз (m. deltoideus), великий грудний м'яз (m. pectoralis major), найширший м'яз спини (m. latissimus dorsi), а також м'язи ротаторної манжети (наприклад, m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres minor, m. subscapularis).

Сила м'язів залежить від кількох факторів:

— **фізіологічний поперечний переріз м'яза:** чим він більший, 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.

2. Крутний момент у біомеханіці верхньої кінцівки

Крутний момент (або момент сили) є фізичною величиною, яка характеризує обертальну дію сили відносно точки чи осі обертання. У контексті верхньої кінцівки крутний момент виникає, коли м'язи генерують силу, що передається через важелі (кістки) до суглобів. Формула крутного моменту виглядає так:

$$M = F \cdot d \cdot \sin\theta,$$

де M — крутний момент (Н·м),

F — сила, прикладена м'язом (Н),

d — відстань від осі обертання до точки прикладання сили (довжина важеля),

θ — кут між вектором сили та важелем.

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, як-от підняття руки з вантажем, сумарний крутний момент є результатом дії м'язових сил, інерційних сил і зовнішніх факторів [10].

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), у функції згинання задіяна тільки передня порція — *pars clavicularis*.

Результати

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

Дельтоподібний м'яз (*m. deltoideus*) — це великий м'яз трикутної форми, який лежить над плечовим суглобом і надає плечу округлий контур. Анатомічно поділяється на три основні порції (або частини), які мають різні функції завдяки своїм точкам прикріплення та напрямку волокон [11].

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.

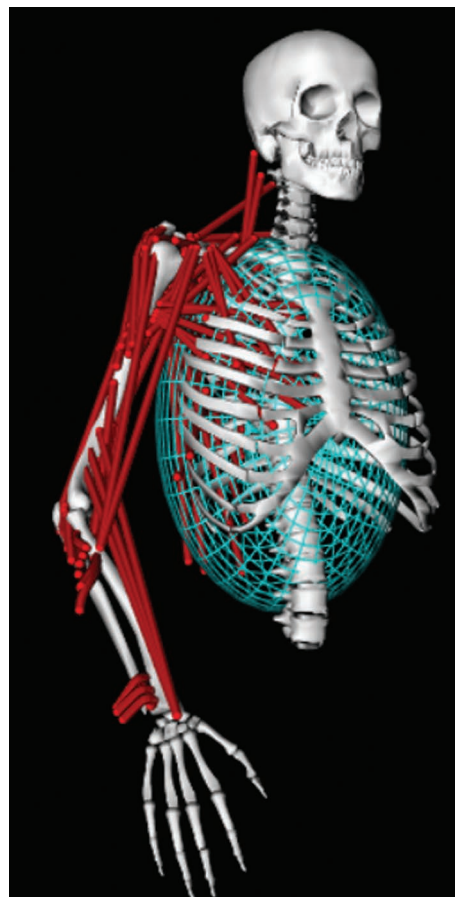


Рисунок 1. Базова модель DAS3 з м'язами та елементами контактної геометрії

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

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

Розглянемо, яку силу необхідно розвивати передній порції дельтоподібного м'яза для згинання руки в плечовому суглобі. Враховуючи те, що верхня кінцівка має певну вагу, при її згинанні 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 дельтоподібного м'яза (рис. 2).

Передня порція дельтоподібного м'яза є основним агоністом при згинанні плеча (флексії), тобто піднятті руки вперед у сагітальній площині. Її 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 дзьобоплечовим м'язом (*m. coracobrachialis*), підсилюючи згинання. Передня порція генерує меншу силу порівняно із середньою (*pars acromialis*), але її внесок значний у початковій фазі згинання (0 – 60°).

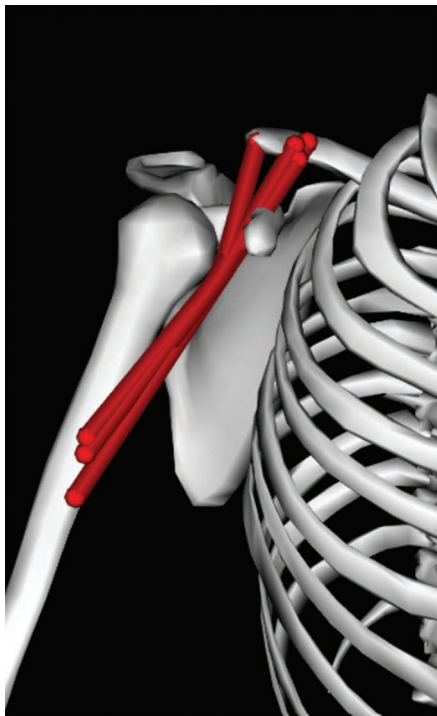
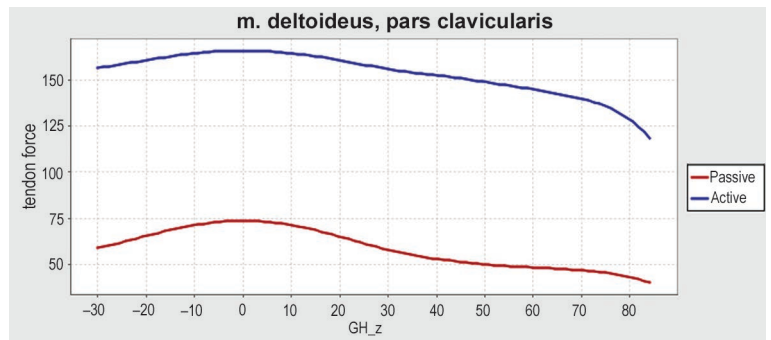
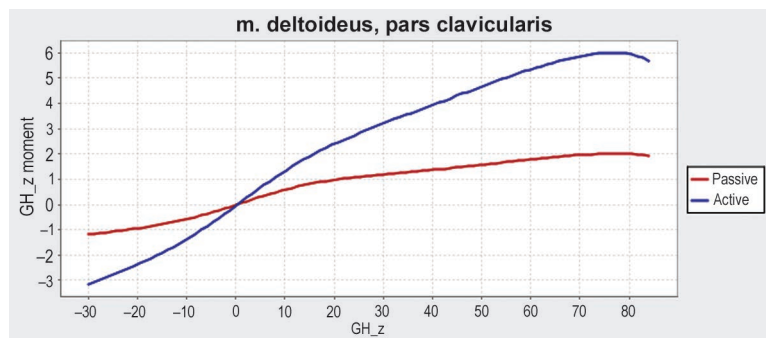
**a****б****в**

Рисунок 2. M. deltoideus, pars clavicularis: а) вигляд у моделі; б) сила, яку розвиває м'яз; в) крутний момент, який забезпечує м'яз

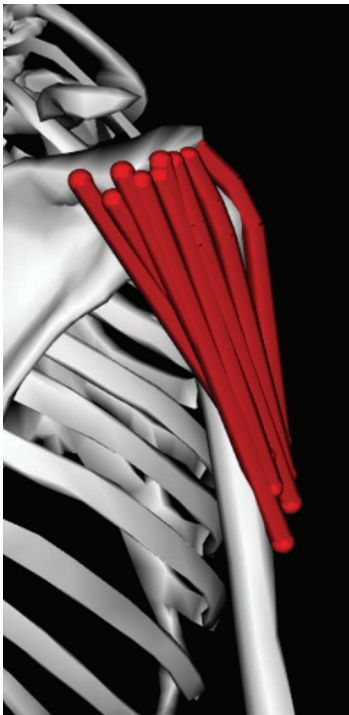
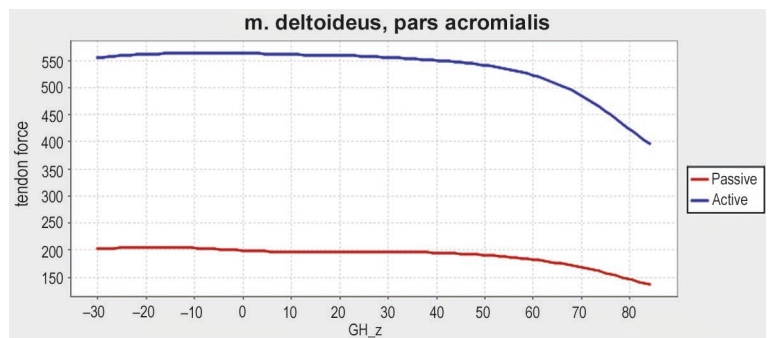
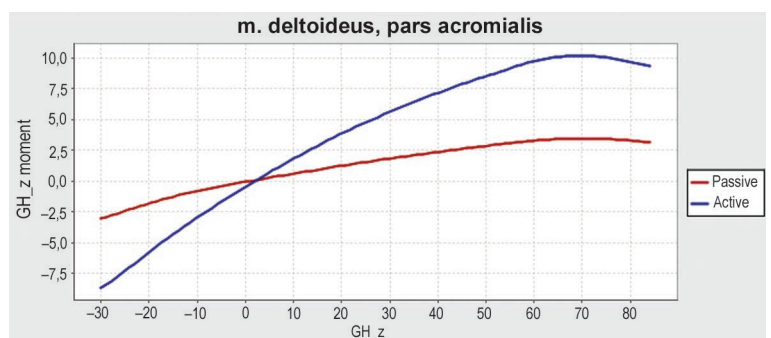
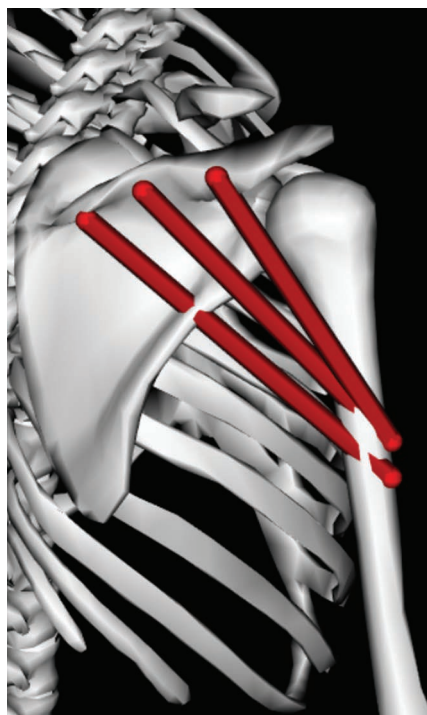
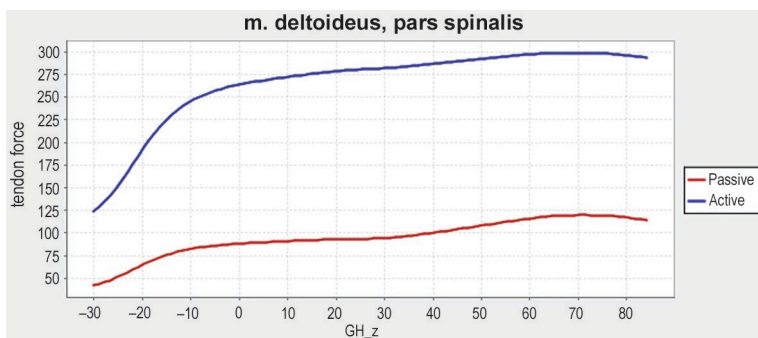
**a****б****в**

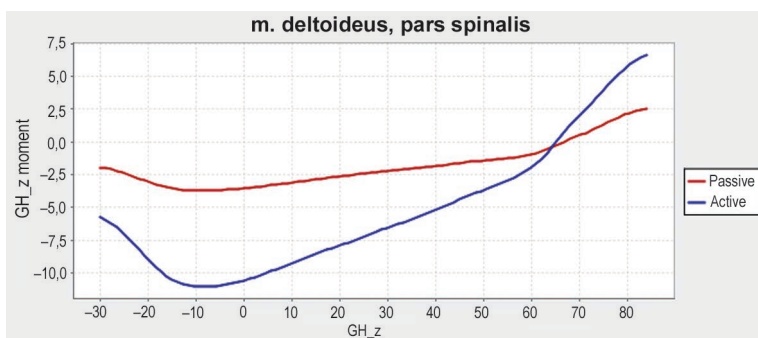
Рисунок 3. M. deltoideus, pars acromialis: а) вигляд у моделі; б) сила, яку розвиває м'яз; в) крутний момент, який забезпечує м'яз



а

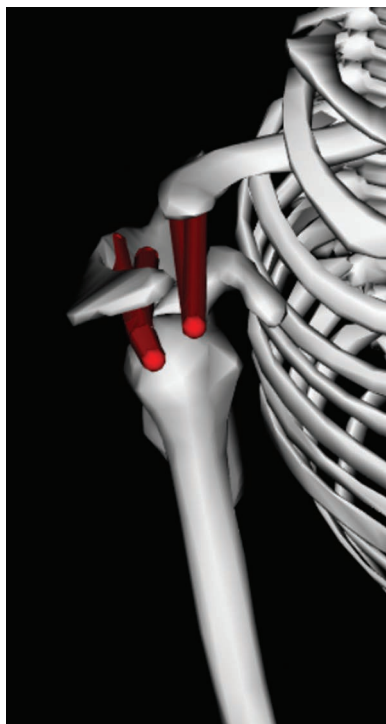


б

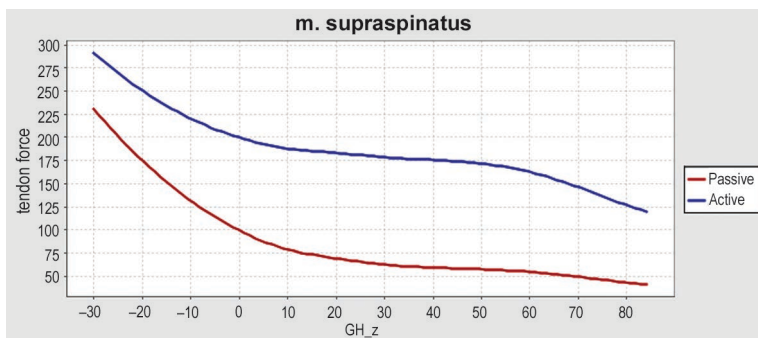


в

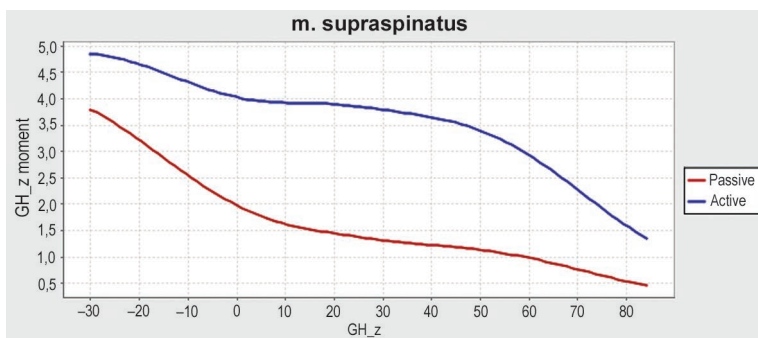
Рисунок 4. М. deltoideus, pars spinalis: а) вигляд у моделі; б) сила, яку розвиває м'яз; в) крутний момент, який забезпечує м'яз



а



б



в

Рисунок 5. М. supraspinatus: а) вигляд у моделі; б) сила, яку розвиває м'яз; в) крутний момент, який забезпечує м'яз

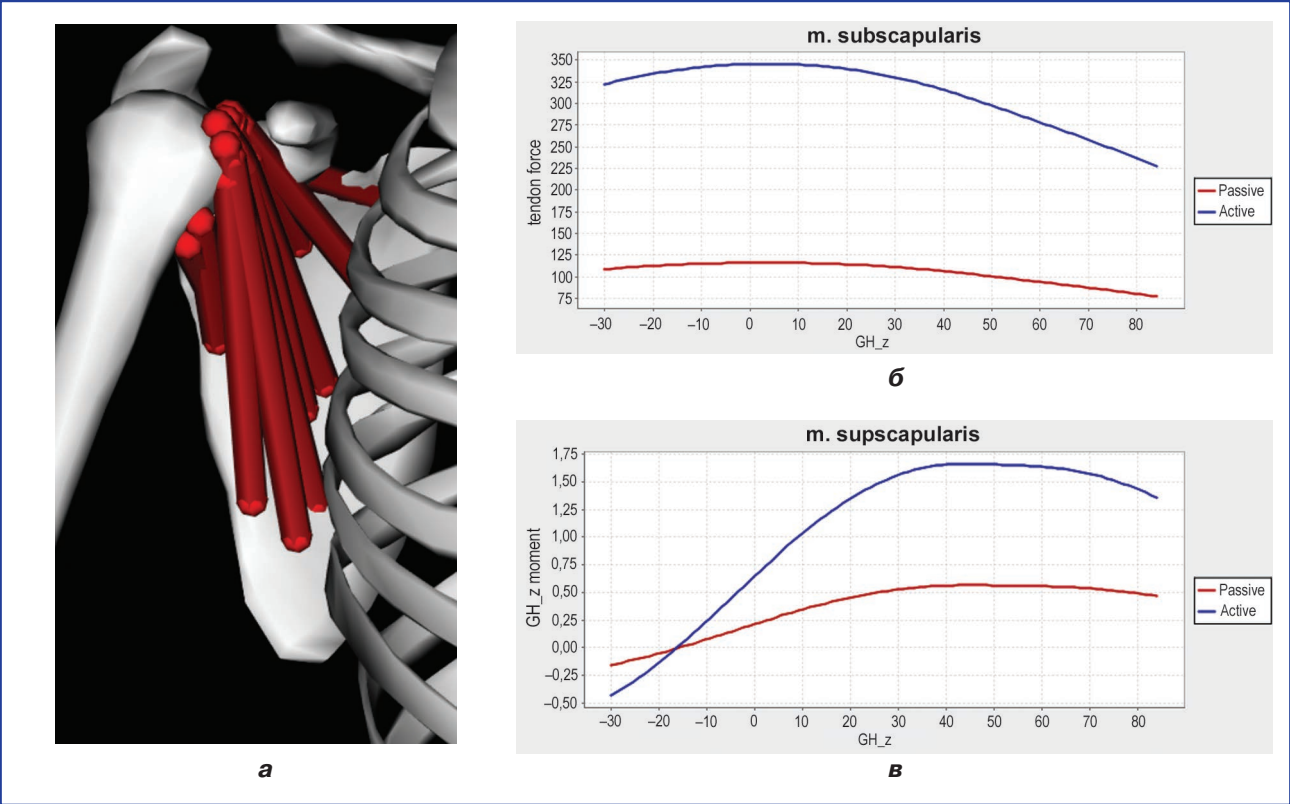


Рисунок 6. M. subscapularis: а) вигляд у моделі; б) сила, яку розвиває м'яз; в) крутний момент, який забезпечує м'яз

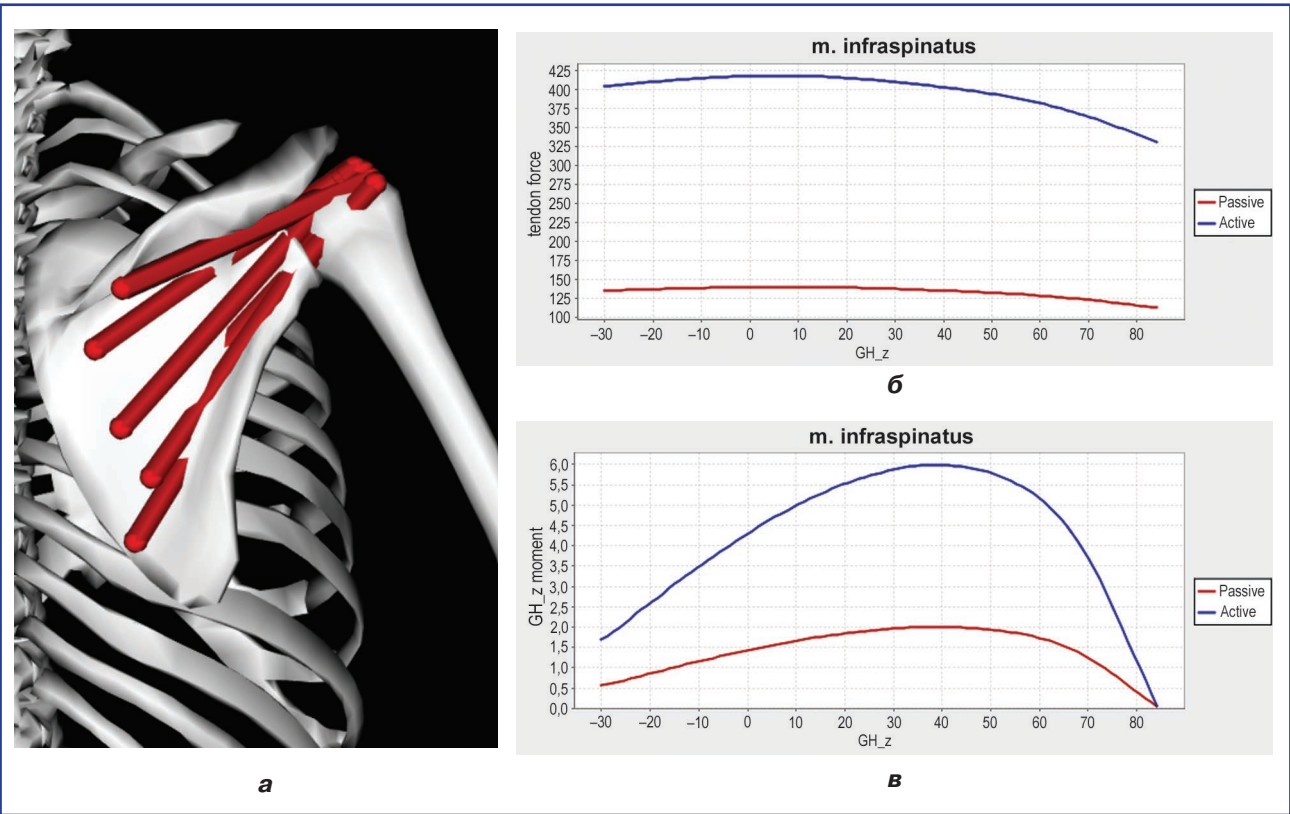


Рисунок 7. M. infraspinatus: а) вигляд у моделі; б) сила, яку розвиває м'яз; в) крутний момент, який забезпечує м'яз

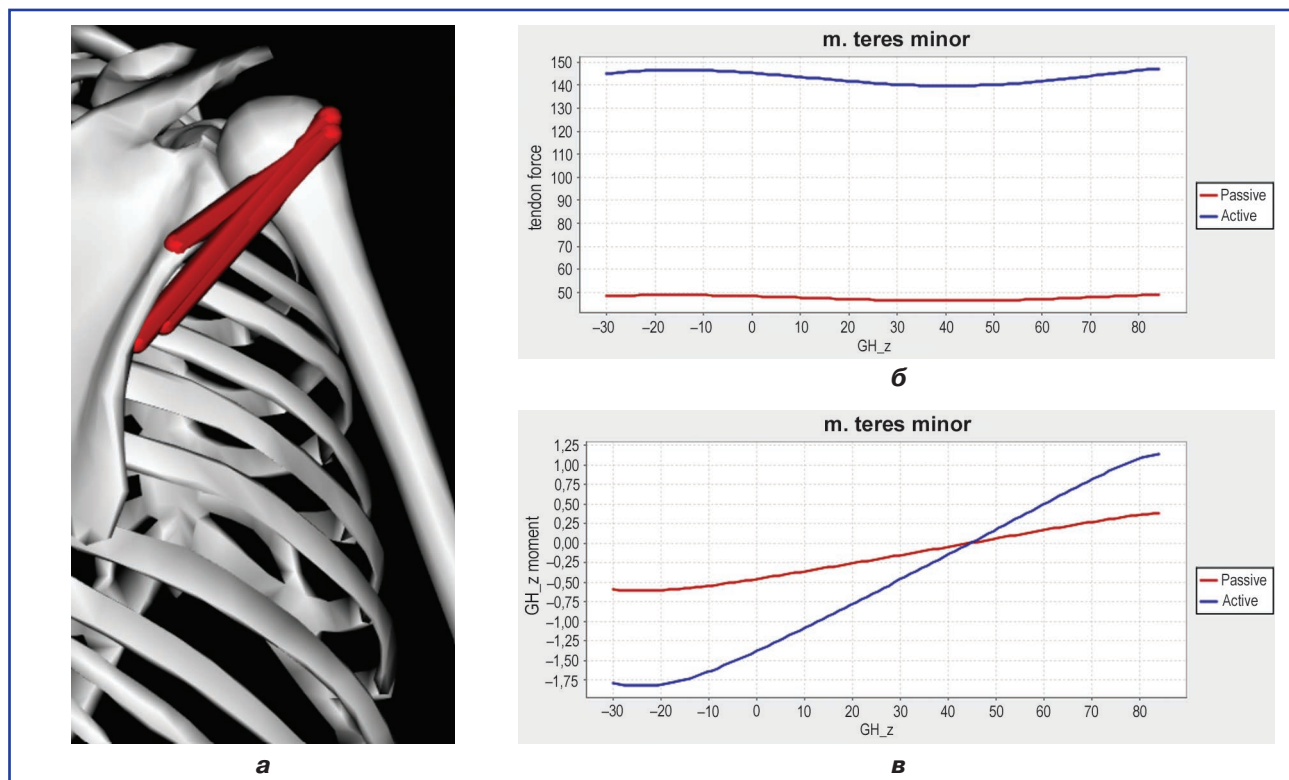


Рисунок 8. M. teres minor: а) вигляд у моделі; б) сила, яку розвиває м'яз; в) крутний момент, який забезпечує м'яз

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).

Розглянемо роботу середньої порції дельтоподібного м'яза при згинанні руки (рис. 3).

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 (рис. 3б). 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 (рис. 3в) зростає пропорційно куту. M. deltoideus, pars acromialis має більшу ізометричну силу, тому на діаграмі ми бачимо трохи більший внесок у розвиток крутного моменту, ніж передньої порції, хоча він більше спрямований на стабілізацію плеча, ніж на сам рух.

Задня порція дельтоподібного м'яза (m. deltoideus, pars spinalis) практично не бере участі у згинанні, а більше стабілізує суглоб, що показано на рис. 4.

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. У 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 надає 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, коли активність м'язів манжети та інших агоністів має свої особливості, — від 0 до 60° , та завершальна фаза, коли 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 [12]. 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 [13].

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 представлена в моделі робота надостьового м'яза (*m. supraspinatus*) (рис. 5).

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

Розглянемо роботу підлопаткового м'яза (*m. subscapularis*) (рис. 6).

M. subscapularis при пасивному згинанні не генерує значної сили (рис. 6б), оскільки його основна роль — внутрішня ротація та стабілізація, а не флексія. Сила залишається низькою і стабільною, залежною лише від тонуусу чи еластичності м'яза. Відповідно, і крутний момент при пасивному згинанні зростає, але повільно че-

рез незначне збільшення кута дії сили м'язів (рис. 6в). При згинанні з вагою спостерігаємо трикратне зростання сили м'яза для стабілізації суглоба (рис. 6б), що і викликає значне збільшення крутного моменту до кута згинання 60° (рис. 6в). 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'яза (*m. infraspinatus*) при флексії плеча (рис. 7).

При пасивному згинанні сила *m. infraspinatus* майже постійна і низька (рис. 7б) через те, що флексія не є основною його функцією. Відповідно при згинанні з вагою сила м'яза збільшується, але переважно для стабілізації. Унаслідок непрофільності функції згинання активність м'яза знижується при куті більше ніж 40 – 50° .

Крутний момент *m. infraspinatus* в пасиві відповідно до рівня сили змінюється повільно і значно зростає при згинанні плеча з вагою (рис. 7в), але як протидія передньому зміщенню голівки плеча, і зменшується після кута згинання у 40° , відповідно до зменшення сили м'яза на цьому відрізьку.

Розглянемо четвертий м'яз ротаторної манжети плеча — малий круглий м'яз (*m. teres minor*) (рис. 8).

Сила *m. teres minor* при пасивному згинанні практично не змінюється, а при згинанні з вагою зростає майже втричі (рис. 8б). Оскільки 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 пасивному русі змінюється виключно через зміну кута дії сили у незначних межах ($0,5 \text{ Н}\cdot\text{м}$), 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.

Дані про величини сили м'язів залежно від кута згинання плеча наведені в табл. 1

У табл. 2 наведені величини крутних моментів залежно від кута згинання плеча.

Обговорення

Мета роботи полягала в тому, щоб оцінити роботу м'язів, відповідальних за стабілізацію плечового суглоба при рухах, в нашому 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), активуються помітно менше, приблизно вдвічі, на відміну від бічних м'язів (m. subscapularis, 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, у міру збільшення кута згинання зменшується його довжина, що

і зменшує необхідну силу. Тобто основна його роль у 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 незначно, але в силу дії гравітаційних сил при згинанні руки з вагою для підтримки стабільності плеча м'язи збільшують свою силу.

Таблиця 1. Величина сили м'язів залежно від кута згинання плеча

М'язи		Навантаження	Сила, Н						
			Кут згинання, °						
			0	15	30	45	60	75	90
Deltoidaeus	Pars clavicularis	Немає	73,6	68,4	57,1	51,4	48,4	45,4	39,0
		20 Н	165,8	162,6	155,8	150,7	144,8	135,7	118,0
	Pars acromialis	Немає	199,6	196,5	196,9	193,2	182,5	158,0	135,8
		20 Н	563,9	564,0	556,0	546,7	522,9	457,2	396,6
	Pars spinalis	Немає	88,1	92,0	94,5	104,0	116,0	119,3	114,0
		20 Н	263,7	275,6	281,9	289,3	297,0	298,2	293,9
Rotator cuff	Supraspinatus	Немає	99,7	73,2	62,5	58,2	54,5	46,2	40,5
		20 Н	199,9	185,4	178,5	174,1	162,5	136,5	119,6
	Subscapularis	Немає	119,9	119,6	116,1	109,1	100,0	89,9	83,1
		20 Н	356,9	356,1	345,2	323,7	296,2	266,0	245,6
	Infraspinatus	Немає	139,4	139,3	137,0	133,5	128,1	119,2	112,0
		20 Н	418,1	417,3	410,1	399,2	382,2	353,5	330,5
	Teres minor	Немає	48,3	47,4	46,5	46,3	47,0	48,2	48,9
		20 Н	145,3	142,6	140,2	139,7	141,7	145,2	147,1

Таблиця 2. Величина крутних моментів залежно від кута згинання плеча

М'язи		Навантаження	Сила, Н						
			Кут згинання, °						
			0	15	30	45	60	75	90
Deltoidaeus	Pars clavicularis	Немає	0	0,8	1,2	1,5	1,8	2,0	1,9
		20 Н	0	1,9	3,2	4,3	5,3	6,0	5,7
	Pars acromialis	Немає	0	1,0	2,0	2,6	3,3	3,4	3,2
		20 Н	-0,5	3,0	5,6	7,9	9,7	10	9,3
	Pars spinalis	Немає	-3,5	-2,9	-2,2	-1,6	-1,0	1,3	2,6
		20 Н	-10,6	-8,6	-6,6	-4,4	-2,0	3,8	6,7
Rotator cuff	Supraspinatus	Немає	2,0	1,5	1,3	1,2	1,0	0,7	0,5
		20 Н	4,0	3,9	3,8	3,6	2,9	1,9	1,3
	Subscapularis	Немає	0,1	0,3	0,4	0,5	0,5	0,5	0,4
		20 Н	0,4	1,0	1,3	1,4	1,4	1,3	1,2
	Infraspinatus	Немає	1,4	1,8	1,9	2,0	1,7	0,9	0
		20 Н	4,3	5,3	5,9	5,9	5,2	2,6	0
	Teres minor	Немає	-0,5	-0,3	-1,2	0	0,2	0,3	0,4
		20 Н	-1,4	-0,9	-0,5	0	0,5	0,9	1,1

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 потребує задіяння м'язів, відповідальних за рух лопатки (m. serratus anterior, m. trapezius (pars descendens), mm. rhomboidei).

При ендопротезуванні плечового суглоба за можливості бажано зберегти м'язи ротаторної манжети плеча і дельтоподібний м'яз або домагатися мінімального їх ушкодження. М. teres minor [14], як частина ротаторної манжети, разом з m. infraspinatus утримує суглоб, запобігаючи вивиху протеза [15]. 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.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів та власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

Внесок авторів. Кравченко Д.Д. — концепція та дизайн роботи; Страфун О.С. — остаточне затвердження статті; Суворов В.Л. — критичний огляд; Карпінська О.Д. — збір та аналіз даних, написання статті; Карпінський М.Ю. — написання статті.

Список літератури

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, Boger 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.
10. Moser T, Lecours J, Michaud J, Bureau NJ, Guillin R, Cardinal É. The deltoid, a forgotten muscle of the shoulder. *Skeletal Radiology.* 2013 Oct;42(10):1361–75. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23784480/>.
11. Тяжелов О.А., Карпінська О.Д., Рикун М.Д., Браніцький О.Ю. 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.
12. Wattanaprakornkul D, Halaki M, Boettcher C, Catthers 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.
13. 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/>.
14. 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.
15. 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.

Отримано/Received 05.04.2025

Рецензовано/Revised 14.04.2025

Прийнято до друку/Accepted 18.04.2025

Information about authors

Danyl D. Kravchenko, Junior Research Fellow, Department of Restorative and Reconstructive Orthopedics and Rehabilitation, Center for Innovative Medical Technologies of NASU, Kyiv, Ukraine; e-mail: alkravad@gmail.com; Institute of Traumatology and Orthopedics of NAMSU, Kyiv, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0001-7489-5140>

Oleksandr S. Strafun, MD, DSc, PhD, Senior Research Fellow, Department of Microsurgery and Reconstructive-Recovery Surgery of Upper Limb, Institute of Traumatology and Orthopedics of NAMSU, Kyiv, Ukraine; e-mail: o_strafun@ukr.net; phone: +380 (68) 100-28-55; <https://orcid.org/0000-0003-2726-5589>

Vasyl L. Suvorov, PhD in Medicine, Head of the Biomechanics Laboratory, Institute of Traumatology and Orthopedics of NAMSU, Kyiv, Ukraine; e-mail: vasil_suvorov@ukr.net; phone: +380 (66) 393-72-13; <https://orcid.org/0000-0002-0862-7997>

Olena D. Karpinska, Research Fellow, Biomechanics Laboratory, Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMSU, Kharkiv, Ukraine; e-mail: helen.karpinska@gmail.com; phone: +380 (57) 725-14-74, +380 (99) 486-34-63; <https://orcid.org/0000-0002-1482-7733>

Mykhailo Yu. Karpinsky, Senior Research Fellow, Biomechanics Laboratory, Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMSU, Kharkiv, Ukraine; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; phone: +380 (67) 571-48-63; <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>

Conflicts of interests. Authors declare the absence of any conflicts of interests and own financial interest that might be construed to influence the results or interpretation of the manuscript.

Authors' contribution. D.D. Kravchenko — concept and design of the work; O.S. Strafun — final approval of the article; V.L. Suvorov — critical review; O.D. Karpinska — data collection and analysis, article writing; M.Yu. Karpinsky — writing an article.

D.D. Kravchenko^{1,2}, O.S. Strafun², V.L. Suvorov², O.D. Karpinska³, M.Yu. Karpinsky³

¹Center for Innovative Medical Technologies of NASU, Kyiv, Ukraine

²Institute of Traumatology and Orthopedics of NAMSU, Kyiv, Ukraine

³Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMSU, Kharkiv, Ukraine

Modeling muscle work during upper limb flexion in the shoulder joint

Abstract. Background. The endoprosthesis procedure is often used for fractures or massive ruptures of the rotator cuff muscles, when conservative treatment is ineffective. In cases where it is impossible to use anatomical shoulder replacement, reversible arthroplasty is widely used. When replacing the shoulder joint, it is important to consider the contribution of the muscles responsible for flexion and abduction of the shoulder, since their function significantly affects the stability of the prosthesis, range of motion and overall recovery efficiency. Objective: to assess the force contribution of individual muscle groups during flexion of the upper limb in the shoulder joint for further use in biomechanics and clinical practice. **Materials and methods.** The structure of the model includes 6 joints: acromioclavicular (articulatio acromioclavicularis), sternoclavicular (articulatio sternoclavicularis), humeral (articulatio glenohumeralis), humeroulnar (articulatio humeroulnaris), humeroradial (articulatio humeroradialis) and radiocarpal (articulatio radiocarpalis). We considered the movement of the upper limb without load (passive) and when bending with a weight of 2 kg. **Results.** During passive movements, the rotator cuff muscles perform a predominantly passive role of stabilizers and do not increase the stabilization force with an angle of up to 30–40°. However, when bending the arm with a weight of 2 kg, an increase in muscle activation is noted, and the muscles located above (m. supraspinatus) are activated noticeably less, about 2-fold, unlike the lateral muscles (m. subscapularis, m. infraspinatus and m. teres minor), whose strength increases threefold. This is due to the fact that the upper muscle (m. supraspinatus) does not change the vector of force action when bending the arm; moreover, as the bending angle increases, its length decreases, which reduces the required force. That is, its main role in maintaining joint stability is holding the shoulder head. The muscles located on the side of the

scapula, when changing the angle of flexion, in addition to changing the force vectors, increase their length, although not significantly, but due to the action of gravitational forces, when bending the arm with weight, to maintain the stability of the shoulder, the muscles increase their strength. Flexion of the arm to 40–60° occurs mainly by movements in the shoulder joint (glenoid), which is provided by the anterior portion of the deltoid muscle, the pectoralis major muscle and directly the biceps. Further movement requires the involvement of the muscles responsible for the movement of the scapula (m. serratus anterior, m. trapezius (pars descendens), mm. rhomboidei). In shoulder replacement, if possible, it is desirable to preserve the rotator cuff muscles and the deltoid muscle or try to damage them minimally. The teres minor muscle as part of the rotator cuff, together with the infraspinatus muscle holds the joint, preventing dislocation of the prosthesis. The deltoid muscle and the cuff (including the teres minor) provide flexion, rotation, and abduction. Damage leads to weakness, loss of external rotation, and complications (e.g., instability). **Conclusions.** The modeling results confirm that the rotator cuff muscles mainly play a role in stabilizing the shoulder joint. In the passive mode (without weight), they show minimal activity up to a flexion angle of 30–40°, performing a predominantly passive stabilization function. In contrast, when the arm is flexed with additional weight, there is a significant increase in the strength of the stabilizer muscles, which indicates their active participation in counteracting the gravitational load and holding the humeral head. The data obtained are valuable in planning shoulder arthroplasty. Preservation of the rotator cuff muscles is crucial for ensuring prosthesis stability, joint mobility, and preventing postoperative complications.

Keywords: shoulder joint; flexion; muscles; isometric force; moment of force

M.V. Vorodi^{1,2}, V.V. Vaslovych¹, T.I. Petriv¹, V.R. Vorobyov¹, O.M. Velychko¹,
T.A. Malysheva¹, V.I. Tymbaliuk³

¹State Institution "Romodanov Neurosurgery Institute of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kyiv, Ukraine

²Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

³National Academy of Medical Science of Ukraine, Kyiv, Ukraine

Dynamics of ultrastructural changes in sciatic nerve traction injury in an experiment

Abstract. Background. The need to improve approaches to the diagnosis and treatment of combat trauma victims is extremely urgent, given the significant number of patients with severe polystructural injuries, including peripheral nerve trauma. Such injuries are often accompanied by a high level of complications and disability, which requires the creation of new and optimization of existing methods of providing medical care. Traction injuries of the peripheral nerve caused by stretching often lead to unsatisfactory functional outcomes. Studying the functional and structural changes that affect the likelihood and quality of recovery after such injuries is of utmost importance, because valid model of nerve traction injury will allow studying the effect of regenerative therapy. The purpose was to compare ultrastructural cell characteristics and changes in sciatic nerve traction injury in an experiment. **Materials and methods.** After general anesthesia in aseptic conditions, surgical approach to sciatic nerve in white outbreed male rats (250 ± 50 g) and sciatic nerve stretching was performed using a specially designed device. The animals were divided into groups depending on the observation period: 15 days after injury ($n = 10$), 30 days ($n = 10$), 60 days ($n = 10$) and the control group (sham-operated) ($n = 6$). All of them underwent a surgical procedure to isolate the sciatic nerve after causing traction injury for its further analysis and were removed from experiment by injection of lethal dose of anesthetics. The sciatic nerve tissue was examined at the ultrastructural level using electron microscopy to assess morpho-functional compensatory-adaptive reactions. **Results.** On day 15, the nerve fiber density in the proximal segment of the sciatic nerve was 177 (168; 194), and in the distal segment — 175 (152; 203), which was statistically significantly lower compared to the control group (287 (276; 292)), by 1.6 times for both segments. The myelin sheath to axial cylinder ratio was 0.389 (0.345; 0.515) in the proximal segment and 0.435 (0.360; 0.494) in the distal segment, which was statistically significantly higher than the value of the control group (0.292 (0.262; 0.320)), by 1.3 and 1.5 times, respectively. On the 30th day, in the proximal part of the sciatic nerve of the animals, the nerve fiber density was 258 (248; 274), and in the distal part — 243 (236; 269) that was statistically insignificant compared to the control group. On day 60 of the study, a statistically significant decrease in the myelin sheath to axial cylinder ratio was recorded in the proximal segment to 0.257 (0.190; 0.335) and in the distal one — to 0.292 (0.250; 0.356), which is 1.5 times lower than on day 15 for both segments. **Conclusions.** In case of traction nerve injury, structural changes and disruption of order in the proximal and distal segments of the sciatic nerve are observed, which depend on the time after injury. In the early stages, there were cell swelling, reduction of intercellular spaces, axoplasmic lightening of myelinated axons, and loss of part of the cytoskeleton (microtubules and neurofilaments). The morphogenesis of peripheral nerve injury requires further research to develop effective treatment strategies, including regenerative therapy. **Keywords:** sciatic nerve injury; stretching injury (traction injury); ultrastructural analysis; axon density; axial cylinder

Introduction

The need to improve approaches to the diagnosis and treatment of combat injuries is extremely urgent, given the significant number of patients with severe polystructural trauma, including peripheral nerve (PN) injuries. Such injuries are often accompanied by a high level of complications and disability, which requires the creation of new methods for providing medical care and optimization of existing ones. According to domestic studies, before the start of the full-scale invasion, the share of limb injuries among all combat trauma was 62.6 %: lower limbs — 36.9 %, and upper limbs — 25.7 %. About 70 % of these injuries are non-critical and can be successfully treated with timely and adequate care [1, 2].

At the present stage, one of the priorities of providing medical care in the combat zone is to preserve the lives of injured servicemen. This is achieved by improving the organization of medical care at all levels. In particular, at the tertiary level, the key task is to treat victims using the level of care IIa + b (qualified with elements of specialized one in an extended or full scope). This approach is aimed at ensuring the fastest possible recovery of patients [3, 4]. Traction injury of the PN caused by sprain often leads to unsatisfactory functional outcomes. The study of functional and structural changes that affect the likelihood and quality of recovery after such injuries is extremely relevant.

It is known that traction injury occurs under the influence of nonlinear loads and non-physiological tension, which cause deformation of the nerve trunk. Structural elements of the nerve demonstrate varying degrees of dystrophic-degenerative changes in response to extreme mechanical loads. Even with rapid and successful surgical intervention, restoration of function may remain limited [5]. Stretching of the nerve trunk leads to injuries of varying severity, which are aggravated by prolonged mechanical tension. This negatively affects the normal structure of the nerve, causing disruption of its functions and the formation of pathological structural changes [6]. Stem cell therapy is extremely promising in the treatment of peripheral nerve injuries and is being actively studied [7–9]. The effect of stem cells on the recovery of the peripheral nerve in case of its traction injury is insufficiently studied. Only a few articles deal with magnetic resonance neurography after traction injury in rabbits and the effect of stem cells on nerve repair [10, 11]. Validation of the peripheral nerve traction injury model for cell therapy is extremely important, since this type of trauma is similar to military injuries to peripheral nerves, provided that the integrity of the nerve trunk is preserved, where the cavitation mechanism in the wound takes place.

The objective was to compare ultrastructural cell characteristics and changes in sciatic nerve (SN) traction injury in an experiment.

Materials and methods

This study was conducted in strict accordance with the recommendations of the National Institutes of Health's Guide for the Care and Use of Laboratory Animals. The research protocol with animal experimentation was approved by the Scientific Ethics Committee of the Romodanov

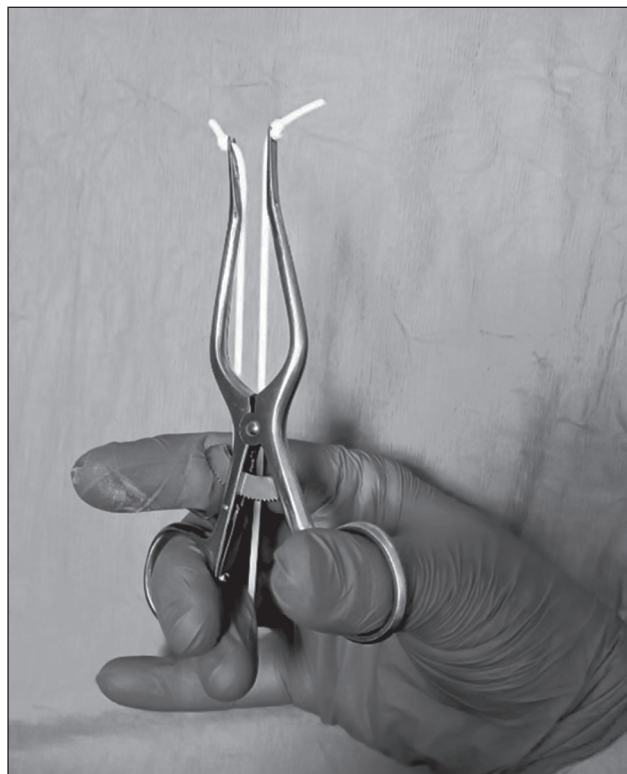


Figure 1. Modified Weitlaner-Loktite wound dilator for causing traction trauma

Neurosurgery Institute of the NAMS of Ukraine (protocol number: 21/2023). All surgeries were performed under general anesthesia, asepsis and antisepsis and every effort was made to minimize suffering.

The study was provided on 36 outbred white (250 ± 50 g) male rats (3 month of age) of the vivarium of the Romodanov Neurosurgery Institute of the NAMS of Ukraine.

Under general anesthesia with intraperitoneal injections of ketamine hydrochloride 10% (ketamine, Farmak, Ukraine) (50 mg/kg), xylazine hydrochloride 2% (sedazin, Biovet, Poland) (5 mg/kg) and atropine sulfate (atropine, LLC “Pharmaceutical company “Zdorovye”, Ukraine) (0.05 mg/kg), surgical approach to the sciatic nerve in right side was performed.

Distribution of animals depending on the method of surgical intervention:

- 10 animals were traumatized, the damaged area was excised 15 days later for further morphological study;
- 10 rats were traumatized, and after 30 days, the damaged area was excised for morphological analysis;
- 10 animals were traumatized, and in 60 days, the damaged area was excised for morphological study;
- comparison group: 6 rats without trauma.

The sciatic nerve was stretched using a modified Weitlaner-Loktite wound dilator (Fig. 1) equipped with a rack. Moving the trigger one position on the rack corresponds to a load of 1 newton, which ensured a precise tension force on the nerve. The procedure involved gradually stretching the nerve from an initial length of 7 to 18 mm over 30 seconds (Fig. 2) [12].

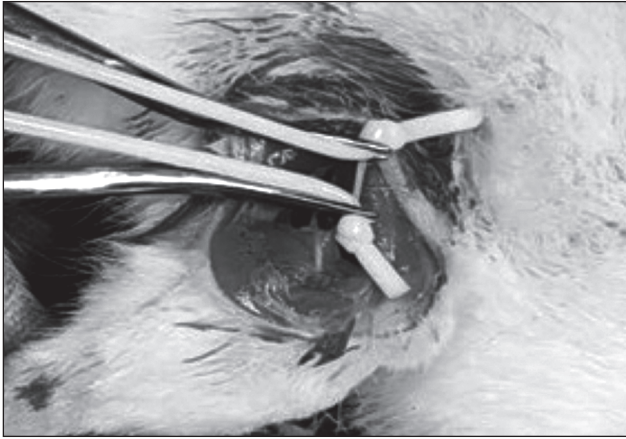


Figure 2. Fixation of the nerve to the tool branches and causing traction injury for 30 seconds

At the end of the main manipulations and hemostasis, the wound was sutured in layers using an atraumatic needle with a 4/0 monofilament polyamide thread, and the skin was treated with an antiseptic. In order to prevent infectious complications, a solution of bicillin-5 (LLC “Kyiv-medpreparat”, Ukraine) was injected subcutaneously into the back of the neck at a dose of 1 million units per 1 kg of body weight. For the purpose of anti-inflammatory and anti-edema therapy, dexamethasone solution (dexone, KRKA, Slovenia) was injected intraperitoneally at a dose of 6 mg/kg of body weight. After the operation, the animal was placed in a warm box on a heating mat for comfortable recovery.

The material was collected on the 15th, 30th and 60th day after the traction injury. Animals were re-anesthetized and individual segments of the injured sciatic nerve and calf muscles were removed and prepared for histological examination. Experimental animals were removed from experiment by injection of lethal dose of anesthetics. The samples obtained were subjected to histological and ultrastructural analysis to study the consequences of the injury. A section of the sciatic nerve was excised within its visualization. The proximal segment of the nerve was marked with an epineurally applied ligature, followed by standardized histological wiring and embedding for the study of ultrastructural changes and microscopic examination.

Electron microscopy technique. During ultrastructural analysis of the tissue, the following morphological features were taken into account: histoarchitectonics (features of cyto- and myeloarchitectonics), nerve fiber density (NFD) and myelin sheath (MS) thickness to axial cylinder (AC) diameter ratio.

For electron microscopic examination, tissue from the injured sciatic nerve trunk was taken immediately after the animals were removed from experiment (1.5–2-mm fragments). They were fixed in a mixture of 4% paraformaldehyde, 2.5% glutaraldehyde, and 4% sucrose in 0.1 M phosphate buffer (pH = 7.4), and then post-fixed in 1% osmium tetroxide [13]. The samples were dehydrated in a series of increasing concentrations of ethanol and hydroxypropylene and then embedded in a mixture of epoxy resins

(Epon-Araldite) according to standard electron microscopy techniques [14]. Ultrathin sections (70 nm) were made on an LKB ultramicrotome (Sweden). To increase contrast, the sections were stained according to the method [15] and examined in a TEM 100-1 electron microscope (SEIMI, Ukraine) at an accelerating voltage of 60 kV. For targeted ultramicrotomy and detailed analysis, semi-thin sections (100–150 nm) were made from epoxy blocks, stained with methylene blue-pyronin and examined using an Axiophot light-optical microscope (OPTON, Germany). To assess the degree of damage to myelinated nerve fibers of the sciatic nerve, morphometric criteria were used: NFD in a test zone with an area of 100 μm^2 and the thickness of the MS, the diameter of the AC and their ratio — MS/AC [16]. The analysis was performed on transverse semi-thin sections using a computer image analyzer SAI-01AVN (SEIMI, Ukraine) and software Kappa opto-electronics GmbH (Germany). The studies were performed at the same magnification: objective x40, adapter x2, eyepiece x10.

Statistical analysis of the results was performed using variational statistics methods. The normality of the data distribution was checked using the Shapiro-Wilk W-test. Since the test did not confirm that the distribution law was normal, non-parametric criteria were used. For multiple intergroup comparison of NFD and the MS/AC ratio of independent groups, nonparametric rank analysis of variance (Kruskal-Wallis H-test) was used, followed by pairwise comparisons using Mann-Whitney U-test [17]. When comparing the indicators in the experimental groups, data were taken into account separately for the proximal and distal segments (PS and DS, respectively) depending on the time after injury: 15 days PS — p_1 , 15 days DS — p_2 , 30 days PS — p_3 , 30 days DS — p_4 , 60 days PS — p_5 , 60 days DS — p_6 , control group — p_7 . The Holm-Bonferroni correction was considered [18]. The average values are presented as the median with the interquartile range (25%; 75%). To create an electronic database, MS Excel 2013 was used, where the Holm-Bonferroni procedure was also applied. Statistical analysis and graphical visualization of the results were performed using the software Prizm v. 8.0 (GraphPad, USA) and Statistica 8.0 (StatSoft Inc., 2009).

Results

Changes in the structure of the nerve trunk at the ultrastructural level were detected. Thus, on the 15th day in the experimental group in the PS of the sciatic nerve, NFD was 177 (168; 194) and in the DS — 175 (152; 203) that was statistically significantly higher compared to the control group 287 (276; 292), by 1.6 times for both groups (Mann-Whitney U-test; $p_{1-7} < 0.0001$; $p_{2-7} < 0.0001$) (Fig. 3A-D).

On the 15th day of the experiment, ultrastructural signs of edema and swelling of the axial cylinders with axoplasmic lightening were detected in the proximal and distal parts of the peripheral nerve due to the partial loss of the ultrastructures of the cytoskeleton — neurotubules and the order and number of neurofilaments, as well as focal vacuolization of mitochondria. The myelin sheaths of axons are characterized by a violation of the lamellar structure of myelin (Fig. 3A, B), which, as is well known, is recognized as an adaptive

reaction to damage to the PN. Clusters of activated neurolemmocytes with signs of proliferation are observed (Fig. 3C). The presence of structural signs of endoneurial fibrosis (neocollagenogenesis) at the initial stage in both segments of the sciatic nerve was noted, the ultrastructural manifestation of which is the proliferation of collagen fibers of the endoneurium (Fig. 3D).

At this time of the study, the indicator of the distal part of the sciatic nerve did not differ statistically significantly from that of the proximal part.

On the 30th day of the study, in the proximal part of the sciatic nerve of the animals, NFD was 258 (248; 274), and in the distal part — 243 (236; 269) and was statistically insignificant compared to the control group (Fig. 4A-D).

On the 30th day from the beginning of the experiment, a decrease in the number of large diameter nerve fibers is visualized (Fig. 4A), which, however, is not statistically confirmed, probably due to the significant scatter of the data (Mann-Whitney U-test; $p_{2-4} = 0.45$ for the distal segment). The diameter of the AC in the distal segment of the sciatic nerve was statistically significant only on the 15th day of the experiment — 3.34 (2.30; 4.00) μm compared to the control group — 4.09 (3.65; 4.57) μm (a 1.2-fold decrease, Mann-Whitney U-test; $p_{2-7} = 0.009$).

The myelin thickness index was statistically reduced on day 30 — 0.81 (0.70; 0.93) μm in the distal segment of the sciatic nerve, compared to both the 15th day — 1.51 (0.63; 1.78) μm , by 1.9 times, and the 60th day — 1.11 (0.97; 1.22) μm and the control group — 1.14 (1.07; 1.38) μm , by 1.4 times (Mann-Whitney U-test; $p_{2-4} < 0.0001$; $p_{4-6} = 0.002$; $p_{2-7} < 0.0001$, respectively). In addition, on day 30, changes were also recorded from the vascular link (Fig. 5A-D).

Thus, a comparative analysis on the 15th and 30th days of the experiment proves that, against the background of widespread proliferation of collagen fibers of the endoneurium, a decrease in the number of axonal cytoskeletal structures, moderate periaxonal edema and demyelination of myelin sheaths persist (Fig. 4B). At the same time, along with myelinated axons of normal structure, mainly in the distal segment, there are figures of degenerated myelin and lacunae at the site of destroyed axons (Fig. 4C), with irreversible necrotic changes in the neurolemmocytes adjacent to them (Fig. 4D). Endotheliocytes of the perineurium capillaries appear activated. The centriole in the cytoplasm of the pericyte probably indicates that the cell has divided (Fig. 5B). Telocytes and their long telopodia are visualized in the connective tissue of the perineurium (Fig. 5C, D).

On the 60th day of the study, NFD in the proximal area of the sciatic nerve was 232 (216; 290), and in the distal area — 249 (228; 280), and was not statistically significantly different from both the control group and the previous period of the study (Fig. 6A-D, 7).

On the 60th day from the beginning of the experiment, along with myelinated and unmyelinated fibers and neurolemmocytes of a structure that corresponds to the physiological norm (similar to the comparison group) (Fig. 6B), there were degenerated myelin fibers with a characteristic spatial arrangement of the axial cylinder ultrastructures (Fig. 6C). The myelin ring in the lumen of the axon of the proximal

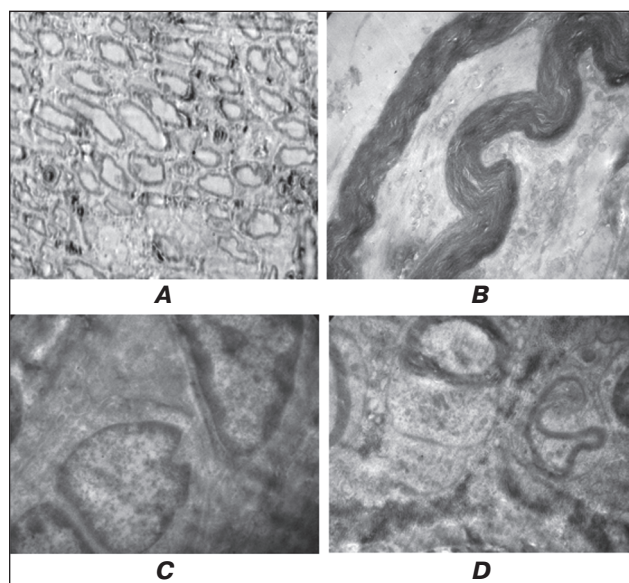


Figure 3. Ultrastructural and microscopic changes in the SN on the 15th day of the experiment: A) DS (microphotography, semi-thin section x800, methylene blue staining); B) PS. Axon with a defibrotic myelin sheath and few cytoskeletal ultrastructures — microtubules and neurofilaments and partially vacuolated mitochondria (electronogram x8000); C) PS. Proliferation of neurolemmocytes (electronogram x3000); D) DS. Destructively altered myelinated axons with initial signs of proliferation of the endoneurium collagen fibers (electronogram x8000)

segment of the sciatic nerve indicates the initial stages of a post-traumatic neuroma formation (Fig. 6B). There are foci of significant fibrosis, more pronounced in the distal segment of the sciatic nerve (Fig. 6D). Thus, generalizing the morphometric indicators by conducting a comparative analysis of the detected quantitative changes, there was a statistically significant increase in the distal section of the sciatic nerve — 249 (228; 280), by 1.4 times (Mann-Whitney U-test; $p_{2-6} = 0.03$), on the 60th day of the study.

In addition, the MS/AC ratio was studied, which is evidence of the functional compensatory and adaptive restructuring (Fig. 8).

On the 15th day of the study, the MS/AC ratio was 0.389 (0.345; 0.515) and 0.435 (0.360; 0.494) for the proximal and distal parts of the sciatic nerve, respectively (Fig. 8), and statistically significantly increased compared to the control group — 0.292 (0.262; 0.320), by 1.3 and 1.5 times (Mann-Whitney U-test; $p_{1-7} < 0.0001$; $p_{2-7} < 0.0001$). At the same time, the indicator of the distal part of the sciatic nerve, like the previous one, did not differ statistically significantly from the proximal part (Fig. 8). On the 30th day of the study, the MS/AC ratio in the proximal area of the sciatic nerve of the animals was 0.289 (0.225; 0.377), and in the distal area — 0.298 (0.262; 0.334), and there was a statistically significant decrease in it compared to the previous period of the study by 1.1 and 1.5 times, respectively (Mann-Whitney U-test; $p_{1-3} = 0.0003$, $p_{2-4} = 0.0005$) (Fig. 8). The indices of the distal and proximal areas of the sciatic nerve also did not

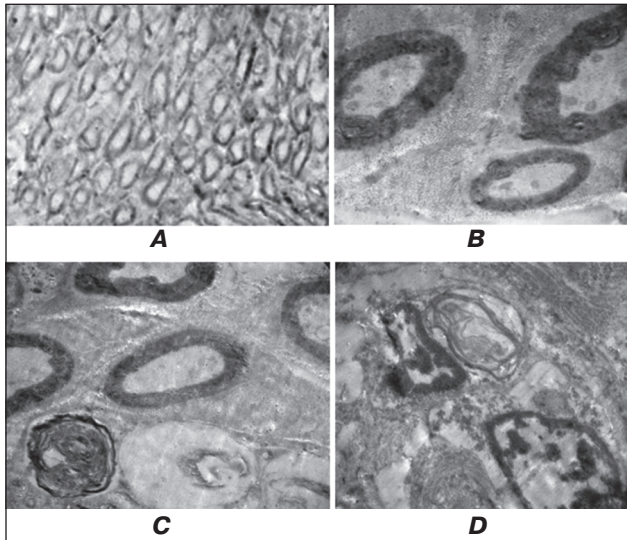


Figure 4. Ultrastructural and microscopic changes in the SN on the 30th day of the experiment: A) DS (microphotography, semi-thin section x800, methylene blue staining); B) PS (electronogram x6000). A decrease in the density/number of large diameter fibers. Axons with defibrosis (loss of lamellar compactness) of the myelin sheath and a significant number of cytoskeletal ultrastructures, including mitochondria of normal structure against the background of the growth of collagen fibers (our assumption is endoneurial fibrosis); C) PS. Signs of myelin degeneration and lacunae at the site of myelinated axons next to myelinated axons of preserved structure (electronogram x3000); D) DS. Area of destruction of myelinated axons with focal necrosis of neurolemmocyte structures (electronogram x8000)

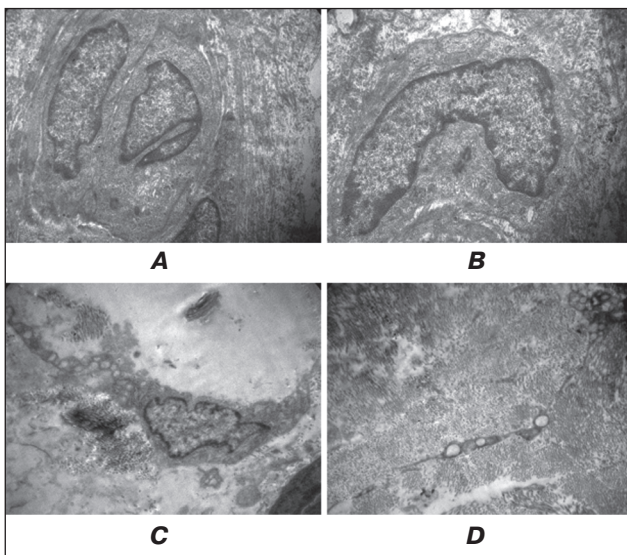


Figure 5. Ultrastructural changes in vascular pattern on the 30th day of the experiment: A) DS of the SN. Endotheliocytes of the capillary with a collapsed lumen (semi-thin section x6000); B) PS of the SN. Centrioles in the cytoplasm of the pericyte (electronogram x8000); C, D) telocyte and its telopodia against the background of widespread growth of collagen fiber bundles (electronogram x3000)

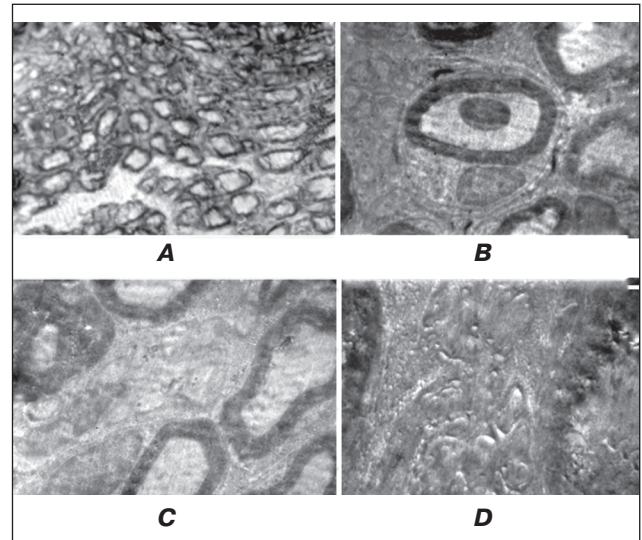


Figure 6. Ultrastructural and microscopic changes in the SN on the 60th day of the experiment: A) DS (microphotography, semi-thin section x800, methylene blue staining); B) PS. Neurolemmocyte, myelinated and unmyelinated fibers, numerous collagen (black stripes) elastane fibers. Myelin drops in the plane of the cross-section of the axon — resorption of trauma products, evidence of the probable formation of a post-traumatic neuroma (electronogram x3000); C) DS. Along with myelinated and unmyelinated fibers and neurolemmocytes of normal structure, signs of myelin degeneration are observed (laterally) (electronogram x3000); D) DS. Degeneratively altered myelinated fibers, a connective tissue scar has been formed (electronogram x8000)

have a statistically significant difference (Fig. 8). On the 60th day of the study, they were 0.257 (0.190; 0.335) and 0.292 (0.250; 0.356) for the proximal and distal SN, respectively, and also had no statistically significant difference with both the control group and previous study period (Mann-Whitney U-test; $p_{2-6} = 0.0001$; $p_{1-5} < 0.0001$).

Discussion

Research into the structural characteristics and changes in the PN in traction injury will contribute to the justification of the optimal timing and volume of surgical care, improvement of diagnosis and appropriate surgical care at the early stages. Timely effective surgical intervention in traction trauma of the PN is advisable for the fastest and most physiological recovery of all stromal and parenchymal structures of the nerve, which is the key to physiological neurotrophic support, and therefore full functional recovery.

Nerve damage due to traction trauma can be conditionally classified by severity. A mild degree is characterized by reversible functional and histological changes: stretching within the limits of elasticity causes a temporary functional deficit with subsequent rapid recovery, which corresponds to neuropraxia. The moderate injury occurs when the stretch exceeds the limits of nerve elasticity, which leads to profound structural changes and pronounced functional deficits but is accompanied by active compensatory-adap-

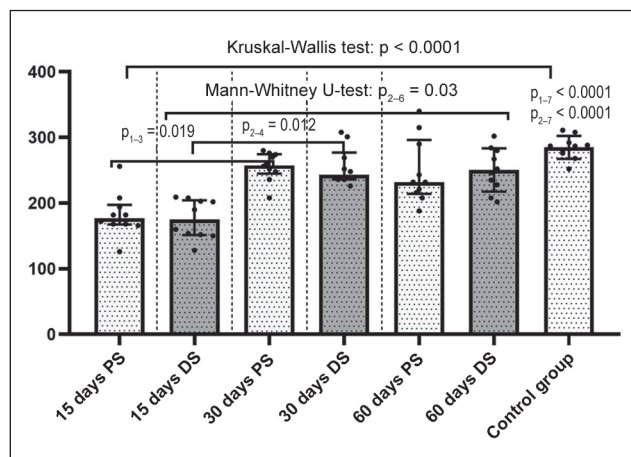


Figure 7. Results of statistical comparison of nerve fiber density per 100 μm^2 (median with interquartile range) in both sections of the injured nerve trunk of animals of the experimental groups in the dynamics of the study

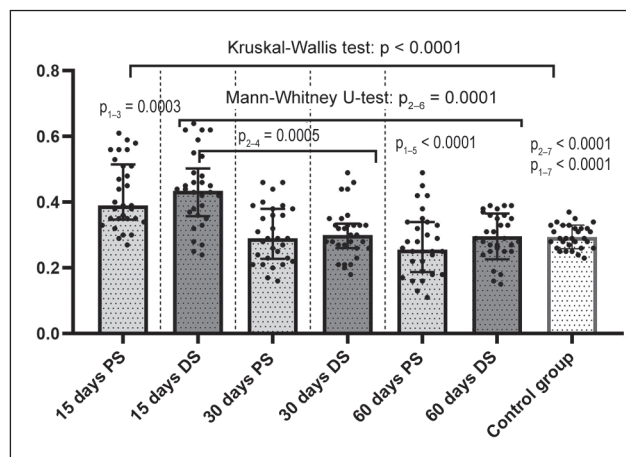


Figure 8. Results of statistical comparison of the MS/AC ratio (median with interquartile range) in both areas of the injured nerve trunk of animals of the experimental groups in the dynamics of the study

tive processes characteristic of axonotmesis. The severe degree is associated with the lack of timely and adequate re-innervation after injury, which causes irreversible changes and significant loss of nerve function, in accordance with neurotmesis. Our results are consistent with the data of other researchers [19–22] and demonstrate the peculiarity of structural-compensatory changes. In particular, endoneurial fragmentation, which occurs when the threshold of elasticity of loads is exceeded, contributing to compensatory remodeling and activation of reparative processes, provided that the integrity and directionality of the stromal framework of the peripheral nerve are restored in a timely manner.

Conclusions

1. Qualitative changes in the peripheral nerve structure were revealed under conditions of recovery after traction injury at different observation periods. Thus, on the 15th, 30th and 60th day, for both proximal and distal nerve ends, fiber density in the experimental groups was statistically significantly lower than in the control group.

2. The myelin sheath/axial cylinder ratio on the 15th day of the study was statistically significantly higher compared to the control group. On the 60th day, a statistically significant decrease in the MS/AC ratio was found in both the proximal and distal parts of the sciatic nerve in contrast to the 15th day of the study.

3. In case of traction injury to the nerve, there were changes in the structure and arrangement in the proximal and distal segments of the peripheral nerve, which depends on the terms of injury. In the early stages, cell edema was detected, axoplasmic lightening of myelinated axons with the loss of part of the cytoskeleton — microtubules and neurofilaments, which by day 60 partially restore spatial organization against the background of a decreased signs of edema. Ultrastructural changes after traction nerve injury, which do not improve over time, can be a model for studying various interventions, including cell therapy.

References

1. Tsybaliuk VI, Strafun SS, Haiko OH. The concept of recovery of limb function in traumatic injury of peripheral nerves. *Ukrainian Neurosurgical Journal*. 2016;(3):48-54 (in Ukrainian).
2. Bellaire CP, Inglesby DC, Marayati NF, Warburton AJ, Melamed E. Trends in peripheral nerve epidemiology and reconstruction: a state database study of direct repairs, grafts, and conduits. *Ann Plast Surg*. 2021;87(2):179-186. doi: 10.1097/sap.0000000000002823.
3. Aman M, Zimmermann KS, Thielen M, Thomas B, Daeschler S, et al. An epidemiological and etiological analysis of 5026 peripheral nerve lesions from a European Level I trauma center. *J Pers Med*. 2022;12(10):1673. doi: 10.3390/jpm12101673.
4. Dunn JC, Eckhoff MD, Nicholson TC, Campbell W, Kenney K, et al. Combat-sustained peripheral nerve injuries in the United States military. *J Hand Surg Am*. 2021;46(2):148.e1-148.e8. doi: 10.1016/j.jhsa.2020.08.004.
5. Mathieu L, Goncalves M, Murison JC, Pfister G, Oberlin C, Belkheyar Z. Ballistic peripheral nerve injuries: basic concepts, controversies, and proposal for a management strategy. *Eur J Trauma Emerg Surg*. 2022;48(5):3529-3539. doi: 10.1007/s00068-022-01929-8.
6. Howard IM, Sedarsky K, Gallagher M, Miller M, Puffer RC. Combat-related peripheral nerve injuries. *Muscle Nerve*. 2025;71(5):768-781. doi: 10.1002/mus.28168.
7. Aisaiti A, Aierxiding S, Shoukeer K, Muheremu A. Mesenchymal stem cells for peripheral nerve injury and regeneration: a bibliometric and visualization study. *Front Neurol*. 2024;15:1420402. doi: 10.3389/fneur.2024.1420402.
8. Zhang RC, Du WQ, Zhang JY, et al. Mesenchymal stem cell treatment for peripheral nerve injury: a narrative review. *Neural Regen Res*. 2021;16(11):2170-2176. doi: 10.4103/1673-5374.310941.
9. Lavorato A, Raimondo S, Boido M, et al. Mesenchymal stem cell treatment perspectives in peripheral nerve regenera-

tion: systematic review. *Int J Mol Sci.* 2021;22(2):572. doi: 10.3390/ijms22020572.

10. Duan XH, Cheng LN, Zhang F, et al. In vivo MRI monitoring nerve regeneration of acute peripheral nerve traction injury following mesenchymal stem cell transplantation. *Eur J Radiol.* 2012;81(9):2154–2160. doi: 10.1016/j.ejrad.2011.06.050.

11. Cheng LN, Duan XH, Zhong XM, et al. Transplanted neural stem cells promote nerve regeneration in acute peripheral nerve traction injury: assessment using MRI. *Am J Roentgenol.* 2011;196(6):1381–1387. doi: 10.2214/ajr.10.5495.

12. Vorodi M, Petriv T, Nekhlopochyn O, Tsymbaliuk V. Peripheral nerve traction injury modeling in an experiment. *Int J Neurol.* 2024;20(5):237–242. doi: 10.22141/2224-0713.20.5.2024.1091.

13. Weil MT, Ruhwedel T, Meschkat M, Sadowski B, Möbius W. Transmission electron microscopy of oligodendrocytes and myelin. *Methods Mol Biol.* 2019;1936:343–375. doi: 10.1007/978-1-4939-9072-6_20.

14. Roth J, Taatjes DJ. Histochemistry and cell biology — a glance into the past and a look ahead. *Histochem Cell Biol.* 2023;159(6):465–475. doi: 10.1007/s00418-023-02195-4.

15. Reynolds ES. The use of lead citrate at high pH as an electron-opaque stain in electron microscopy. *J Cell Biol.* 1963;17(1):208–212. doi: 10.1083/jcb.17.1.208.

16. Tsymbaliuk VI, Markova OV, Pichkur LD, Vaslovych VV, Kasjanenko JuA. Method for determining the severity of axon demyelination in experimental allergic encephalomyelitis. Patent UA No. 17499 U, 2006 (in Ukrainian).

17. Moskalenko VF, Gulchij OP, Golubchikov MV, et al., authors; Moskalenko VF, ed. *Biostatistics: a textbook.* Kyiv: Knyha plius; 2009. 184 p. (in Ukrainian).

18. Voronenko YuV, Mintser OP, Vlasov VV. *Processing of clinical and experimental data in medicine: a textbook.* Kyiv: Vyshcha shkola; 2003. 350 p. (in Ukrainian).

19. Mahan MA, Yeoh S, Monson K, Light A. Rapid stretch injury to peripheral nerves: biomechanical results. *Neurosurgery.* 2019;85:E137–E144. doi: 10.1093/neuros/nyy423.

20. Warner WS, Yeoh S, Light A, Zhang J, Mahan MA. Rapid stretch injury to peripheral nerves: histologic results. *Neurosurgery.* 2020;86(3):437–445. doi: 10.1093/neuros/nyz194.

21. Yeoh S, Warner WS, Eli I, Mahan MA. Rapid stretch injury to peripheral nerves: comparison of injury models. *J Neurosurg.* 2020;135(3):893–903. doi: 10.3171/2020.5.jns193448.

22. Shields LBE, Iyer VG, Zhang YP, Shields CB. Gunshot-related nerve injuries of the upper extremities: clinical, electromyographic, and ultrasound features in 22 patients. *Front Neurol.* 2024;14:1333763. doi: 10.3389/fneur.2023.1333763.

Received 13.03.2025

Revised 22.04.2025

Accepted 02.05.2025

Information about authors

Milan V. Vorodi, Neurosurgeon, Department of Restorative Neurosurgery, State Institution "Romodanov Neurosurgery Institute of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kyiv, Ukraine; e-mail: milanfanmj@gmail.com, milanvorodi@yahoo.com; Department of Neurosurgery, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; https://orcid.org/0000-0001-5099-4603

V.V. Vaslovych, Researcher, Laboratory of Electron Microscopy, State Institution "Romodanov Neurosurgery Institute of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kyiv, Ukraine; e-mail: elmicroscopy@gmail.com; http://orcid.org/0000-0002-7503-4745

Taras Petriv, PhD in Medicine, Neurosurgeon, Department of Restorative Neurosurgery, State Institution "Romodanov Neurosurgery Institute of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kyiv, Ukraine; e-mail: petrivaras@gmail.com; phone: +380 (96) 941-28-14; https://orcid.org/0000-0001-9160-8908

V.R. Vorobyov, Head of the Clinic of Experimental Animals, State Institution "Romodanov Neurosurgery Institute of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kyiv, Ukraine

O.M. Velychko, Researcher in the Laboratory of Experimental Neurosurgery, State Institution "Romodanov Neurosurgery Institute of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kyiv, Ukraine; e-mail: ov2007@ukr.net

T.A. Malysheva, PhD, MD, ScD, Head of the Neuropathomorphology Department, State Institution "Romodanov Neurosurgery Institute of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kyiv, Ukraine, e-mail: morpho.neuro@gmail.com; http://orcid.org/0000-0003-4071-8327

Vitalii Tsymbaliuk, MD, DSc, PhD, Professor, Neurosurgeon, President and Academician of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kyiv, Ukraine; e-mail: Tsymb777@gmail.com; https://orcid.org/0000-0003-3608-9679

Conflicts of interests. Authors declare the absence of any conflicts of interests and own financial interest that might be construed to influence the results or interpretation of the manuscript.

Authors' contribution. M. Vorodi — concept and design of the study, modeling the PN injury, interpretation of the obtained results, writing and editing; V. Tsymbaliuk — concept and design of the study, interpretation of the obtained results; V. Vorobyov, O. Velychko — modeling the PN injury; T. Malysheva, V. Vaslovych — interpretation of the obtained results; T.I. Petriv — writing and editing.

Вороді М.В.^{1,2}, Васлович В.В.¹, Петрів Т.І.¹, Воробйов В.Р.¹, Величко О.М.¹, Малишева Т.А.¹, Цимбалюк В.І.³

¹ДУ «Інститут нейрохірургії ім. акад. А.П. Ромоданова НАМН України», м. Київ, Україна

²Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, м. Київ, Україна

³Національна академія медичних наук України, м. Київ, Україна

Динаміка ультраструктурних змін сідничного нерва після його тракційної травми в експерименті

Резюме. Актуальність. Необхідність удосконалення підходів до діагностики та лікування постраждалих при бойових травмах є надзвичайно актуальною з огляду на значну кількість пацієнтів із тяжкими поліструктурними ушкодженнями, у тому числі периферичних нервів. Подібні травми часто супроводжуються високим рівнем ускладнень та інвалідності, що потребує створення нових й оптимізації існуючих методів надання медичної допомоги. Тракційні пошкодження периферичних нервів,

викликані розтягненням, часто призводять до незадовільних функціональних результатів. Вивчення функціональних і структурних змін, що впливають на ймовірність та якість відновлення після таких травм, є надзвичайно важливим, оскільки розуміння ультраструктурних аспектів дозволить розробити підходи до регенеративної терапії. **Мета:** порівняльна характеристика ультраструктурних змін сідничного нерва після його тракційного ушкодження в експерименті. **Матеріали та методи.** Після

загальної анестезії в асептичних умовах проводили хірургічний доступ до сідничного нерва білих безпородних самців щурів (250 ± 50 г) і моделювали його тракційну травму за допомогою спеціально розробленого пристрою. Тварини були розподілені на групи залежно від терміну спостереження: 15 ($n = 10$), 30 ($n = 10$), 60 діб після травми ($n = 10$) та групу порівняння (псевдооперовані, $n = 6$). В усіх них після моделювання тракційної травми виділяли сідничний нерв для подальшого дослідження; щурів виводили з експерименту шляхом введення летальної дози анестетика. Тканину сідничного нерва досліджували на ультраструктурному рівні за допомогою електронної мікроскопії для оцінки морфофункціональних компенсаторно-присосувальних реакцій. **Результати.** На 15-ту добу щільність нервових волокон у проксимальному сегменті сідничного нерва становила 177 (168; 194), а в дистальному — 175 (152; 203), що було статистично вірогідно нижче порівняно з групою псевдооперованих тварин (287 (276; 292)) — в 1,6 раза для обох ділянок. Відношення мієлінової оболонки до осьового циліндра дорівнювало 0,389 (0,345; 0,515) у проксимальному сегменті та 0,435 (0,360; 0,494) — у дистальному, що статистично вірогідно перевищувало значення групи псевдооперованих (0,292 (0,262;

0,320)) в 1,3 та 1,5 раза відповідно. На 30-ту добу дослідження в проксимальному відділі сідничного нерва тварин щільність нервових волокон становила 258 (248; 274), а в дистальному — 243 (236; 269) і була статистично незначущою порівняно з групою псевдооперованих. На 60-ту добу зафіксовано статистично значуще зниження відношення мієлінової оболонки до осьового циліндра: у проксимальному сегменті — до 0,257 (0,190; 0,335) та в дистальному — до 0,292 (0,250; 0,356), що в 1,5 раза нижче, ніж на 15-ту добу для обох ділянок. **Висновки.** При тракційній травмі нерва спостерігаються ультраструктурні зміни в проксимальному та дистальному відділах сідничного нерва, які залежать від часу після ушкодження. На ранніх стадіях спостерігається набухання клітин, зменшення міжклітинних просторів, аксоплазматичне освітлення мієлінізованих нервових волокон, втрата частини цитоскелета (мікротрубочок і нейрофіламентів). Морфогенез травми периферичних нервів потребує подальших досліджень для розробки ефективних стратегій лікування, включаючи регенеративну терапію.

Ключові слова: травма сідничного нерва; травма розтягнення (тракційна травма); ультраструктурний аналіз; щільність аксонів; осьовий циліндр

Бур'янов О.А.¹, Кваша В.П.¹, Гліба Г.Г.¹, Карпінський М.Ю.², Яресько О.В.²

¹Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, м. Київ, Україна

²ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

Математичне моделювання варіантів остеосинтезу гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки під впливом згинаючого навантаження у фронтальній площині

Резюме. Актуальність. З огляду на недоліки консервативного лікування, особливо у пацієнтів молодого віку при багатоуламкових переломах, оперативний метод є пріоритетним напрямком. Внутрішня фіксація може бути досягнута за допомогою різноманітних конструкцій, як окремими гвинтами, так і пластинами, з метою забезпечення абсолютної стабільності для підтримки суглобової поверхні. Подвійна фіксація пластинами вважається золотим стандартом, однак сучасні дослідження з використанням однієї та подвійних пластин не встановили істотної різниці між групами. Поряд з цим загальна частка післяопераційних ускладнень при застосуванні подвійної фіксації, за даними різних авторів, становить близько 11,4 %. **Мета:** дослідити напружено-деформований стан моделі різних варіантів остеосинтезу гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки під впливом згинаючого навантаження у фронтальній площині. **Матеріали та методи.** Розроблена базова скінченно-елементна модель гомілки, яка містила великогомілкову та малогомілкову кістки. На проксимальному кінці великогомілкової кістки моделювали багатоуламковий перелом шляхом його розділення в різних площинах. Вивчали 3 варіанти остеосинтезу проксимального кінця великогомілкової кістки накладковими пластинами: пластина з медіального боку, пластина з латерального боку та дві пластини з обох боків. Моделі досліджували під впливом згинаючого навантаження у фронтальній площині. **Результати.** Під впливом згинаючих навантажень у фронтальній площині остеосинтез двома пластинами забезпечує найнижчий рівень напружень у кісткових елементах моделі. Винятком є фрагменти кістки в зоні перелому, напруження в яких навколо гвинтів, проведених з латерального боку, набувають найвищих значень. Що стосується моделей з однобічною фіксацією уламків, то принципові відмінності визначаються теж в рівні напружень на кісткових фрагментах навколо фіксуючих гвинтів, де вони відрізняються майже у 8 разів не на користь латерального розташування пластини. **Висновки.** Під впливом згинаючого навантаження у фронтальній площині остеосинтез двома пластинами забезпечує мінімальний рівень напружень як у кісткових елементах моделі, так і в елементах металевої конструкції, за винятком напружень у кісткових фрагментах навколо гвинтів, проведених з латерального боку в метафізарній зоні. Напруження в моделях з однобічною фіксацією уламків принципово відрізняються теж тільки в рівні напружень на кісткових фрагментах навколо фіксуючих гвинтів, де вони різняться майже у 8 разів на користь медіального розташування пластини.

Ключові слова: великогомілкова кістка; багатоуламковий перелом; остеосинтез; математичне моделювання

Вступ

Переломи проксимального епіметафізу великогомілкової кістки (ПЕМВГК) становлять до 11 % випадків серед переломів кісток гомілки та до 87 % серед переломів у ділянці колінного суглоба. Частка таких переломів різко зростає з віком пацієнтів. Так, у молодих людей ПЕМВГК становлять близько 1 % від усіх переломів і превалюють пацієнти чоловічої статі, а у людей похилого віку — 8 % і переважно у пацієнтів жіночої статі. Середній вік пацієнтів становить 52,6 року. Розподіл цих переломів серед пацієнтів має бімодальний характер: чоловіки віком до 50 років частіше отримують цю травму через високоенергетичні впливи (падіння з висоти та приземлення на ноги, зіткнення автомобіля), тоді як серед пацієнтів похилого віку превалюють жінки, які отримують такі пошкодження в результаті помірних впливів у побуті (падіння) [1].

З огляду на недоліки консервативного лікування, особливо у пацієнтів молодого віку при багатоуламкових переломах, оперативний метод є пріоритетним напрямком [2].

Внутрішня фіксація може бути досягнута за допомогою різноманітних конструкцій, як окремими гвинтами, так і пластинами, з метою забезпечення абсолютної стабільності для підтримки суглобової поверхні [3, 4].

Подвійна фіксація пластинами вважається золотим стандартом [5], однак сучасні дослідження з використанням однієї та подвійних пластин не встановили істотної різниці між групами [6].

Поряд з цим загальна частка післяопераційних ускладнень при застосуванні подвійної фіксації, за даними різних авторів, становить близько 11,4 %. Аналіз післяопераційних ускладнень показує, що пацієнти, яким застосовували один хірургічний доступ, мали нижчий рівень ускладнень (2,25 %) порівняно з двома доступами (33,3 %) [7].

Зважаючи на вищезначене, поглиблення знань у цьому напрямку є об'єктивно зумовленим та обґрунтованим.



Рисунок 1. Базова модель гомілки

Мета: дослідити напружено-деформований стан моделі різних варіантів остеосинтезу гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки під впливом згинаючого навантаження у фронтальній площині.

Матеріали та методи

Для моделювання остеосинтезу великогомілкової кістки із багатоуламковим переломом її проксимального кінця в лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» була розроблена базова скінченно-елементна модель гомілки [8], яка містила великогомілкову та малогомілкову кістки (рис. 1).

На проксимальному кінці великогомілкової кістки моделювали багатоуламковий перелом шляхом його розділення в різних площинах (рис. 2). Матеріалу в проміжках між фрагментами надавали властивості міжуламкового регенерату.

Вивчали 3 варіанти остеосинтезу проксимального кінця великогомілкової кістки накістковими пластинами: пластина з медіального боку, пластина з латерального боку та дві пластини з обох боків (рис. 3).

У нашому дослідженні матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент був обраний 10-вуз-

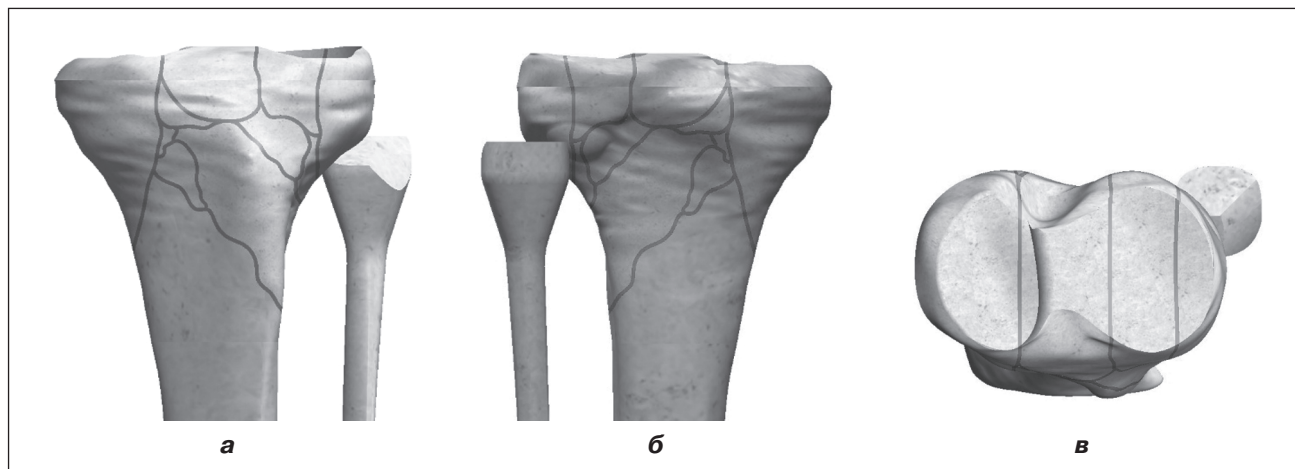


Рисунок 2. Модель великогомілкової кістки з багатоуламковим переломом проксимального кінця: а — вигляд спереду; б — вигляд ззаду; в — вигляд зверху



Рисунок 3. Варіанти остеосинтезу проксимального кінця великогомілкової кістки з багатоуламковим переломом: а — пластина з медіального боку; б — пластина з латерального боку; в — дві пластини з обох боків

ловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Усім матеріалам, з яких складалися моделі, задавали відповідні механічні властивості, як-от модуль пружності Юнга та коефіцієнт Пуассона. Механічні властивості біологічних тканин обирали за даними літератури [9]. Властивості металевих конструкцій обирали за даними технічної літератури [10]. Дані про механічні характеристики матеріалів, використаних при моделюванні, наведені в табл. 1.

Усі моделі досліджували під впливом навантаження на згин у фронтальній площині. Для цього до тибіально-го плато великогомілкової кістки прикладали згинаючу силу величиною 700 Н, яка діє ззовні всередину. Таке навантаження відповідає вазі пацієнта 70 кг. Дистальний кінець великогомілкової кістки мав жорстке закріплення. Схема навантаження моделей наведена на рис. 4.



Рисунок 4. Схема навантаження моделей

Таблиця 1. Механічні характеристики матеріалів, що використовували при моделюванні

Матеріал	Модуль Юнга (Е), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кортикальна кістка	18 350	0,29
Губчаста кістка	330	0,30
Кістковий регенерат	1,00	0,45
Хірургічна сталь	$2,1 \cdot 10^5$	0,2

Таблиця 2. Контрольні точки

№	Елемент моделі
1	Посередній виросток
2	Бічний виросток
3	Передня поверхня в зоні перелому
4	Задня поверхня в зоні перелому
5	Кістка навколо гвинтів у міжвиростковій зоні
6	Кістка навколо гвинтів у міжвиростковій зоні
7	Кістка навколо гвинтів у діафізі
8	Кістка навколо гвинтів у діафізі
9	Кістка навколо гвинтів у міжуламкових проміжках
10	Кістка навколо гвинтів у міжуламкових проміжках
11	Гвинти верхні (медіальні)
12	Гвинти верхні (латеральні)
13	Гвинти в діафізі (медіальні)
14	Гвинти в діафізі (латеральні)
15	Пластина медіальна
16	Пластина латеральна

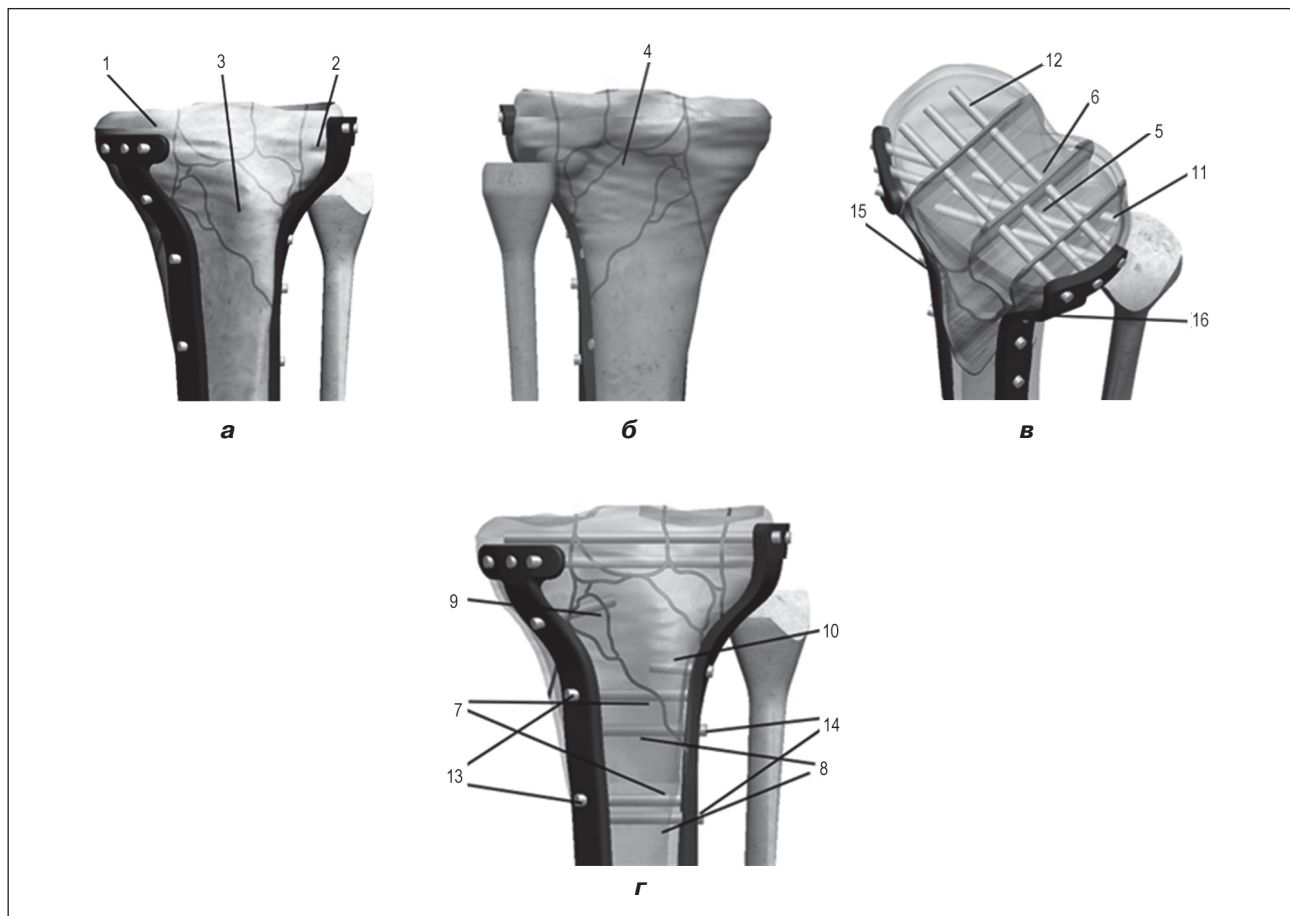


Рисунок 5. Схема розташування контрольних точок: а — вигляд спереду; б — вигляд ззаду; в — вигляд зверху (гвинти); г — вигляд спереду (гвинти)

Для порівняння напружено-деформованого стану моделей визначали максимальні величини напружень у проксимальному та дистальному фрагментах великогомілкової кістки, у зоні перелому, у металевій конструкції та в кістковій тканині навколо фіксуючих гвинтів. Схема розташування контрольних точок наведена на рис. 5 та в табл. 2.

Дослідження моделей виконували за допомогою методу скінченних елементів. Як критерій оцінки напружено-деформованого стану моделей використовували напруження за Мізесом [11].

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу ANSYS [12].

Результати

На першому етапі роботи вивчали напружено-деформований стан моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки та її остеосинтезом накістковою пластиною з медіального боку. Розподіл напружень у кісткових елементах моделі наведено на рис. 6.

Під впливом згинаючого навантаження у фронтальній площині в моделі гомілки з багатоуламковим пере-

ломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом пластиною з медіального боку максимальні напруження величиною 9,7 МПа виникають навколо гвинтів у міжуламкових проміжках. Мінімальні значення напружень 1,3 та 1,5 МПа зафіксовано на бічному виростку та на задній поверхні великогомілкової кістки в зоні перелому. На інших ділянках великогомілкової кістки рівень напружень визначається в межах від 2,5 до 5,6 МПа.

Напружено-деформований стан елементів металеві конструкції наведено на рис. 7.

При накладанні накісткової пластини з медіального боку під впливом згинаючого навантаження у фронтальній площині максимальні напруження 239,9 та 218,9 МПа виникають у пластині та на гвинтах у метафізарній частині кістки відповідно. Напруження на гвинтах у діафізарній частині великогомілкової кістки значно нижчі і не перевищують позначки 23,2 МПа.

На наступному етапі роботи вивчали розподіл напружень у моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом пластиною з латерального боку. Напружено-деформований стан кісткових елементів моделі відображений на рис. 8.

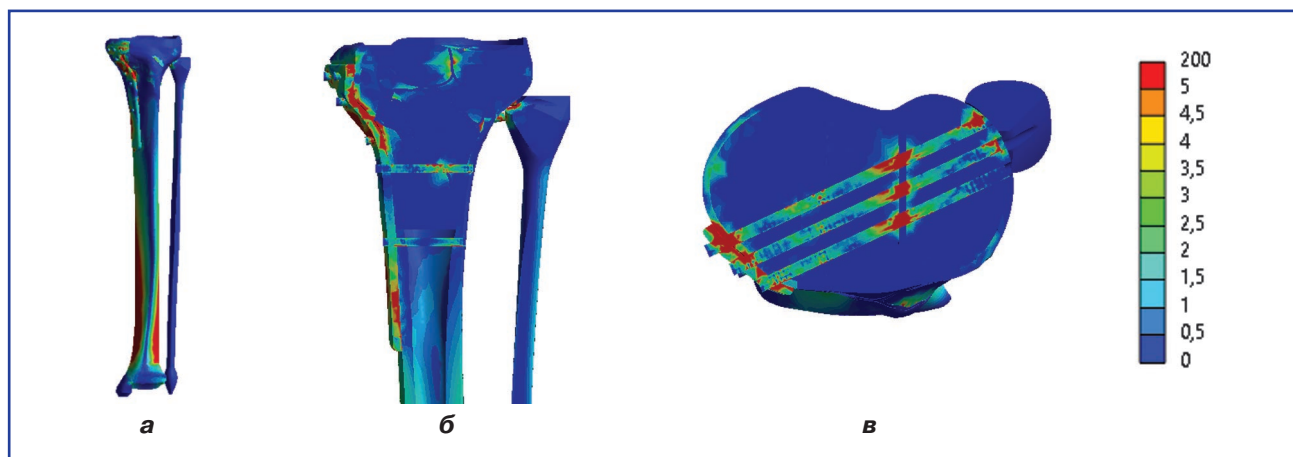


Рисунок 6. Розподіл напружень у кістковій тканині моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом пластиною з медіального боку: а — загальний вигляд; б — вигляд спереду (перетин по гвинтах у діафізі); в — вигляд зверху (перетин по гвинтах у метафізі)

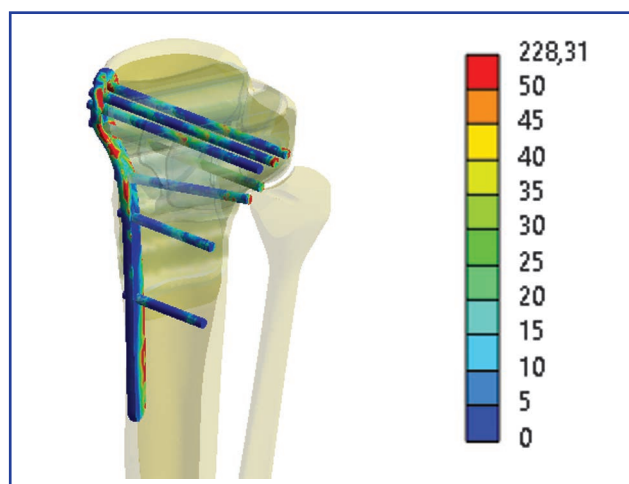


Рисунок 7. Розподіл напружень в елементах металевої конструкції моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом пластиною з медіального боку

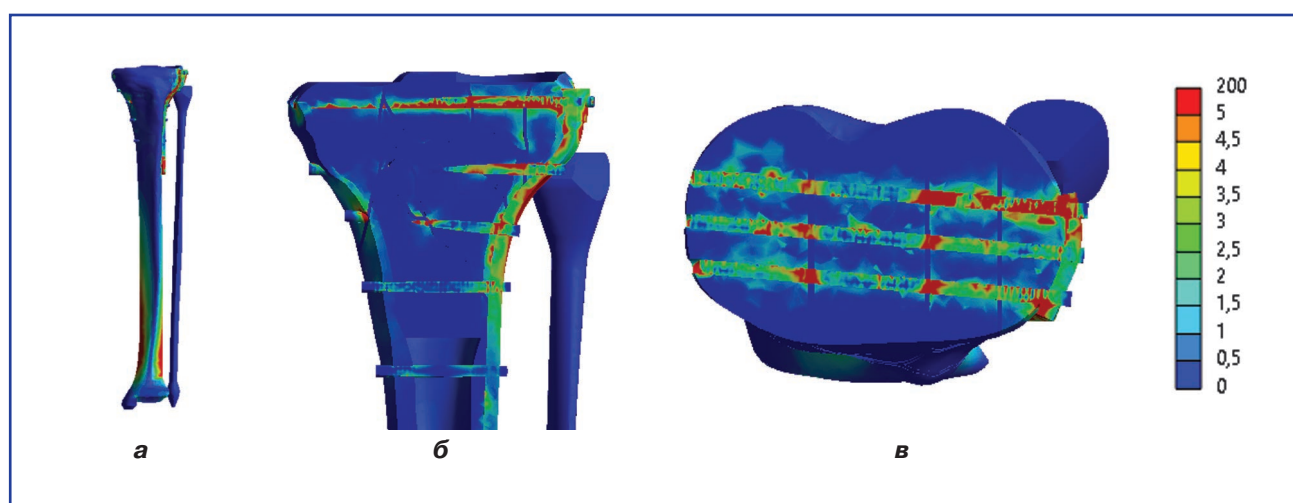


Рисунок 8. Розподіл напружень у кістковій тканині моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом пластиною з латерального боку: а — загальний вигляд; б — вигляд спереду (перетин по гвинтах у діафізі); в — вигляд зверху (перетин по гвинтах у метафізі)

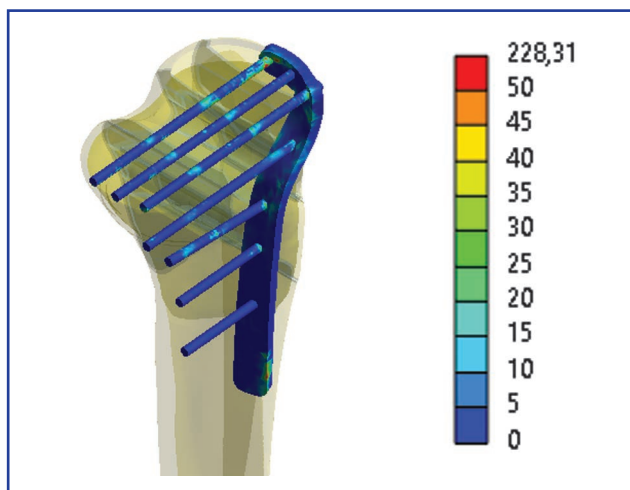


Рисунок 9. Розподіл напружень в елементах металевої конструкції моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом пластиною з латерального боку

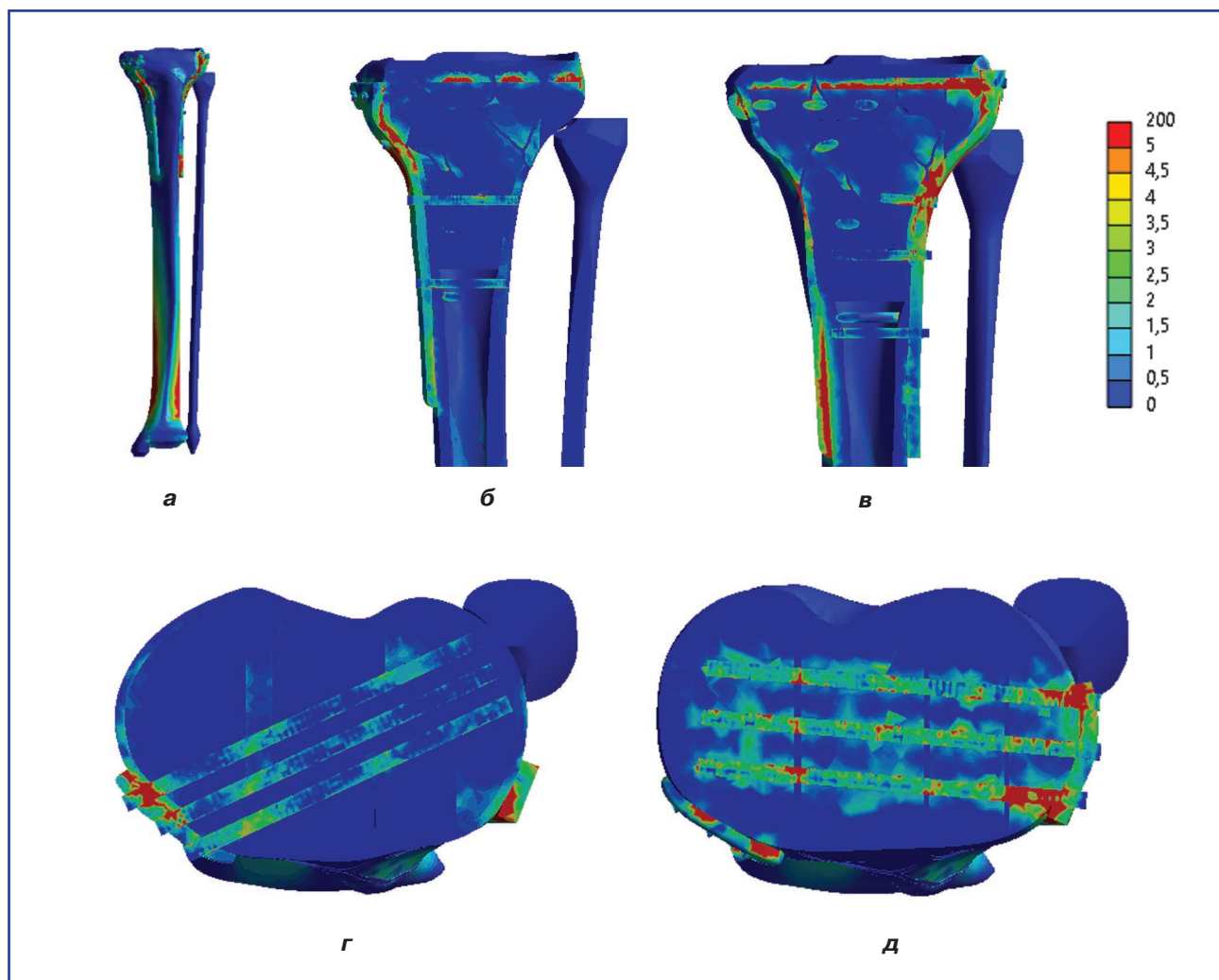


Рисунок 10. Розподіл напружень у кістковій тканині моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом двома пластинами:
а — загальний вигляд; б — вигляд спереду (перетин по гвинтах у діафізі з медіального боку);
в — вигляд спереду (перетин по гвинтах у діафізі з латерального боку); г — вигляд зверху
(вигляд спереду по гвинтах у метафізі з медіального боку); д — вигляд зверху (вигляд спереду
по гвинтах у метафізі з латерального боку)

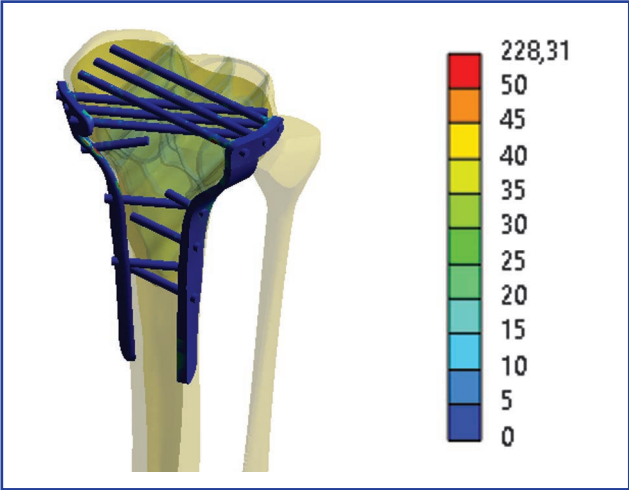


Рисунок 11. Розподіл напружень у металевих елементах моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця велико-гомілкової кістки та її остеосинтезом двома пластинами з обох боків

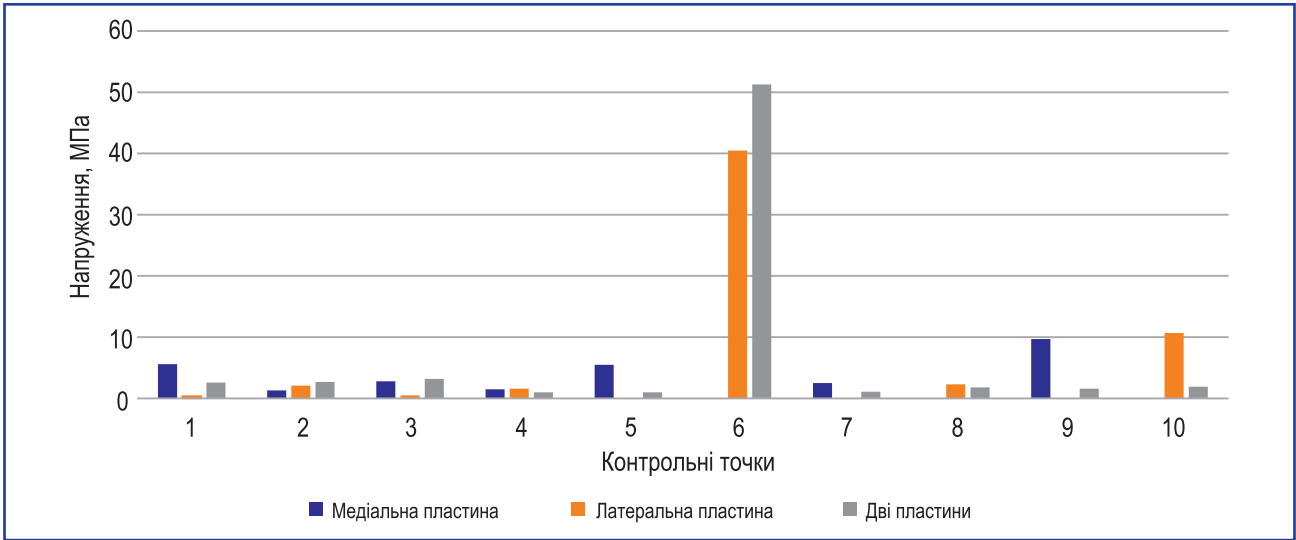


Рисунок 12. Діаграма величин напружень у кісткових елементах моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки при різних варіантах його остеосинтезу

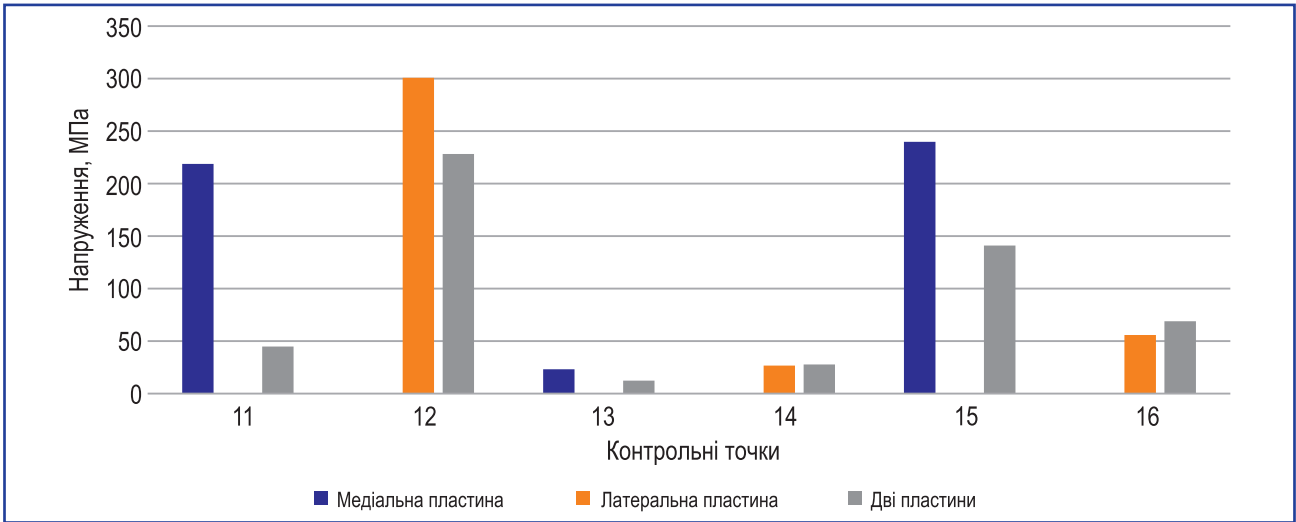


Рисунок 13. Діаграма величин напружень у металевих елементах моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки при різних варіантах його остеосинтезу

Розташування накісткової пластини з латерального боку при остеосинтезі багатоуламкових переломів проксимального кінця великогомілкової кістки під впливом згинаючого навантаження у фронтальній площині викликає максимальні напруження величиною 40,5 МПа в кістковій тканині навколо гвинтів у міжви́ростковій зоні та 10,7 МПа навколо цих гвинтів у міжуламкових проміжках. В інших контрольних точках на кісткових елементах моделі рівень напружень низький і визначається в межах від 0,1 до 2,3 МПа.

Розподіл напружень в елементах металевої конструкції можна спостерігати на рис. 9.

Високий рівень напружень у кісткових фрагментах навколо гвинтів у міжви́ростковій зоні обумовлений високим рівнем напружень 300,9 МПа саме на цих гвинтах. На гвинтах, розташованих у діафізі кістки, рівень напружень визначається найнижчим — 26,7 МПа. Також невисокий рівень напружень 55,8 МПа спостерігається в накістковій пластині.

На заключному етапі роботи моделювали варіант остеосинтезу проксимального кінця великогомілкової кістки двома накістковими пластинами, розташованими з обох її боків. Напружено-деформований стан моделі наведено на рис. 10.

Використання двох накісткових пластин веде до більш рівномірного розподілу напружень у кісткових елементах моделі, де їх рівень дуже низький і визначається в межах від 1,0 до 3,2 МПа. Платою за це є підвищений рівень напружень 51,3 МПа в уламках навколо гвинтів, які проведені з латерального боку в метафізарній зоні.

На рис. 11 наведено напружено-деформований стан елементів металевих конструкцій у моделі з остеосинтезом двома пластинами.

Порівняно з моделями остеосинтезу однією пластиною використання двох пластин дозволяє вдвічі знизити рівень напружень на медіальній пластині до 141,1 МПа та на гвинтах, проведених з медіального боку в діафізі, до 12,3 МПа. Напруження у гвинтах, проведених з медіального боку в міжви́ростковій зоні, знижуються практично в 5 разів і визначаються на рівні 44,9 МПа.

На металевих елементах з латерального боку простежується трохи інша картина. Рівень напружень на латеральній пластині та гвинтах у діафізі незначно підвищується порівняно з моделлю остеосинтезу однією пластиною з медіального боку і набуває значень 68,9 та 27,7 МПа відповідно. При цьому на гвинтах у міжви́ростковій зоні спостерігається значне зниження рівня напружень до позначки 228,3 МПа.

Дані про максимальні величини напружень во всіх контрольних точках моделей наведені в табл. 3.

Діаграма, яка наведена на рис. 12, дозволяє наочно порівняти величини напружень у кісткових елементах моделей гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки при різних варіантах його остеосинтезу.

Наведена діаграма наочно демонструє, що під впливом згинаючих навантажень у фронтальній площині остеосинтез двома пластинами забезпечує найнижчий рівень напружень у кісткових елементах моделі. Винятком є фрагменти кістки в зоні перелому, напруження в яких навколо гвинтів, проведених з латерального боку, набувають

Таблиця 3. Дані про величини напружень в елементах моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і різними варіантами його остеосинтезу

Контрольні точки		Напруження, МПа		
№	Елементи моделі	Медіальна пластина	Латеральна пластина	Дві пластини
1	Кісткові	5,6	0,1	2,6
2		1,3	2,1	2,7
3		2,8	0,5	3,2
4		1,5	1,6	1,0
5		5,5	–	1,0
6		–	40,5	51,3
7		2,5	–	1,1
8		–	2,3	1,8
9		9,7	–	1,6
10		–	10,7	1,9
11	Металеві	218,9	–	44,9
12		–	300,9	228,3
13		23,2	–	12,3
14		–	26,7	27,7
15		239,9	–	141,1
16		–	55,8	68,9

найвищих значень. Що стосується моделей з однобічною фіксацією уламків, то принципи відмінності визначаються теж у рівні напружень на кісткових фрагментах навколо фіксуючих гвинтів, де вони відрізняються майже у 8 разів не на користь латерального розташування пластини.

Порівняти рівень напружень в елементах металевих конструкцій у моделях гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки при різних варіантах його остеосинтезу дозволяє діаграма, яка наведена на рис. 13.

Наведена діаграма переконливо демонструє, що остеосинтез двома пластинами дозволяє забезпечити мінімальний рівень напружень в елементах металевих конструкцій порівняно з моделями однобічного остеосинтезу. Винятком є пластина з латерального боку, але напруження в ній незначно перевищують показник моделі з однією пластиною.

Висновки

Під впливом згинаючого навантаження у фронтальній площині остеосинтез двома пластинами забезпечує мінімальний рівень напружень як у кісткових елементах моделі, так і в елементах металевих конструкцій, за винятком напружень у кісткових фрагментах навколо гвинтів, проведених з латерального боку в метафізарній зоні. Напруження в моделях з однобічною фіксацією уламків принципово відрізняються теж тільки в рівні напружень на кісткових фрагментах навколо фіксуючих гвинтів, де вони різняться майже у 8 разів на користь медіального розташування пластини.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів та власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

Внесок авторів. Бур'янов О.А. — концепція та дизайн роботи; Кваша В.П. — остаточне затвердження статті; Гліба Г.Г. — критичний огляд; Карпінський М.Ю. — написання статті; Яреско О.В. — збір та аналіз даних.

Список літератури

1. Bormann M., Neidlein C., Gassner C. et al. Changing patterns in the epidemiology of tibial plateau fractures: a 10-year review at a level-I trauma center. *Eur J Trauma Emerg Surg.* 2023;49(1):401-409. doi:10.1007/s00068-022-02076-w.
2. Vaartjes T., Assink N., Nijveldt R. et al. *Functional Outcome After Nonoperative Management of Tibial Plateau*

Fractures in Skeletally Mature Patients: What Sizes of Gaps and Stepoffs Can be Accepted? Clinical Orthopaedics and Related Research. 2022;480(12):2288-2295. doi: 10.1097/CORR.0000000000002266.

3. Wagner R.K., Kloen P. Two-level fixation with headless compression screws for tibial plateau fractures. *Eur J Trauma Emerg Surg.* 2022;48(6):4683-4698. doi: 10.1007/s00068-022-01982-3.

4. Parhamfar M., Mohammadsharifi G., Taravati A. The Comparison Between 3.5- and 4.5-mm T-plates for Management of the Patients with Schatzker Type II Tibial Plateau Fractures that Referred to our Emergency Department: A Clinical Trial. *Biomed Res.* 2023;12:206. doi: 10.4103/abr.abr_40_23.

5. Georgiadis G.M. Combined anterior and posterior approaches for complex tibial plateau fractures. *J Bone Joint Surg Br.* 1994;76:285-289.

6. Mónico J.L., Andrade R., Matos P. Tibial plateau fractures osteosynthesis — a case series of 88 patients evaluating surgical approaches, results and complications. *Annals of Joint.* 2021;6. doi: 10.21037/aoj-20-95.

7. Gahr P., Mittlmeier T., Grau A. et al. Functional assessment and outcome following surgical treatment of displaced tibial plateau fractures: a retrospective analysis. *Eur J Trauma Emerg Surg.* 2023;49(6):2373-2379. doi: 10.1007/s00068-023-02401-x.

8. Стрось М.Ю., Березка М.І., Григорук В.В., Карпінський М.Ю., Яреско О.В. Ефективність протидії навантаженням на кручення різних варіантів остеосинтезу відламків гомілки при її переломі в верхній третині діафізу (за даними математичного моделювання). *Ортопедія, травматологія і протезування.* 2022;(3-4):45-51. DOI: 10.15674/0030-598720223-445-51.

9. Стрось М.Ю., Березка М.І., Власенко Д.В., Бімчук М.Д., Карпінський М.Ю., Яреско О.В. Аналіз напружено-деформованого стану моделі великогомілкової кістки при її переломі в верхній третині з різними варіантами остеосинтезу в умовах зростаючого згинального навантаження. *Травма.* 2023;24(3):28-37. DOI: 10.22141/1608-1706.3.24.2023.95

10. Gere J.M., Timoshenko S.P. *Mechanics of Material.* 1997. 912 s.

11. Rao S.S. *The Finite Element Method in Engineering.* Butterworth-Heinemann, 2017. 782 s.

12. Kurowski P.M. *Engineering Analysis with COSMOS-Works 2007.* SDC Publications, 2007. 263 s.

Отримано/Received 02.04.2025

Рецензовано/Revised 11.04.2025

Прийнято до друку/Accepted 18.04.2025

Information about authors

Olexandr A. Burianov, MD, DSc, PhD, Professor, Head of the Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: kaftraum@ukr.net; fax: +380 (44) 288-01-26; phone: +380 (67) 796-68-76; https://orcid.org/0000-0002-2174-1882

Volodymyr P. Kvasha, MD, DSc, PhD, Professor, Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: vlkvash@ukr.net, vlkvasha@ukr.net; phone: +380 (50) 381-65-57; https://orcid.org/0000-0002-7444-6289

Heorhii H. Hliba, PhD-student, Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: gliba.georgiy@gmail.com; phone: +380 (95) 081-75-20; https://orcid.org/0009-0002-4974-9330

Mykhailo Yu. Karpinsky, Senior Research Fellow, Biomechanics Laboratory, Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMSU, Kharkiv, Ukraine; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; phone: +380 (67) 571-48-63; https://orcid.org/0000-0002-3004-2610

Olexander V. Yaresko, Junior Research Fellow, Biomechanics Laboratory, Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMSU, Kharkiv, Ukraine; e-mail: avyresko@gmail.com; phone: +380 (57) 725-14-74; https://orcid.org/0000-0002-2037-5964

Conflicts of interests. Authors declare the absence of any conflicts of interests and own financial interest that might be construed to influence the results or interpretation of the manuscript.

Authors' contribution. O.A. Burianov — work concept and design; V.P. Kvasha — final approval of the article; H.H. Hliba — critical review; M.Yu. Karpinsky — writing the article; O.V. Yaresko — data collection and analysis.

O.A. Burianov¹, V.P. Kvasha¹, H.H. Hliba¹, M.Yu. Karpinsky², O.V. Yaresko²

¹Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

²Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMSU, Kharkiv, Ukraine

Mathematical modeling of osteosynthesis options for the lower leg with a multifragment fracture of the proximal end of the tibia under the influence of bending load in the frontal plane

Abstract. Background. Given the shortcomings of conservative treatment, especially in young patients with multifragment fractures, the surgical method is the priority direction. Internal fixation can be achieved through a variety of designs, both single screws and plates, to provide absolute stability to support the articular surface. Double plate fixation is considered the gold standard, but recent studies using single and double plates have not found significant differences between groups. In addition, the overall rate of postoperative complications with double fixation, according to various authors, is about 11.4 %. Objective: to investigate the stress-strain state of a model with different variants of osteosynthesis of the lower leg with a multifragment fracture of the proximal end of the tibia under the influence of a bending load in the frontal plane. **Materials and methods.** A basic finite element model of the lower leg was developed, which included the tibia and fibula. A multifragment fracture was modeled at the proximal end of the tibia by dividing it into different planes. Three variants of osteosynthesis with bone plates were studied: on the medial, lateral side, and 2 plates on both sides. The models were investigated under the influence of bending load in the frontal plane.

Results. Under the influence of bending loads in the frontal plane, osteosynthesis with two plates provides the lowest level of stresses in the bone elements of the model. The exception is the bone fragments in the fracture zone, in which the stresses around the screws from the lateral side have the highest values. As for models with unilateral fixation of fragments, the fundamental differences are also determined in the level of stresses on the bone fragments around the fixing screws, where they differ almost 8 times not in favor of the lateral location of the plate. **Conclusions.** Under the influence of bending load in the frontal plane, osteosynthesis with two plates provides minimal stress in both the bone elements of the model and the elements of the metal structure, except for stresses in the bone fragments around the screws from the lateral side in the metaphyseal zone. The stresses in models with unilateral fixation of fragments fundamentally differ only in the level of stresses on the bone fragments around the fixing screws, where they differ almost 8 times in favor of the medial location of the plate.

Keywords: tibia; multifragment fracture; osteosynthesis; mathematical modeling

Чорна В.В.¹, Коломієць В.В.¹, Коцур Л.Д.¹, Хлєстова С.С.¹, Лотоцька Л.Б.²,
Божицька О.М.³, Аристенко А.А.³

¹Вінницький національний медичний університет імені М.І. Пирогова, м. Вінниця, Україна

²Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького, м. Львів, Україна

³Національний військово-медичний клінічний центр «Головний військовий клінічний госпіталь»,
м. Київ, Україна

Емоційне вигорання фахівців мультидисциплінарних команд закладів охорони здоров'я: аналіз зарубіжного досвіду

Резюме. Актуальність. Професійне вигорання серед медичних працівників є серйозною проблемою, яка суттєво впливає як на ефективність функціонування медичної системи, так і на загальний стан ментального здоров'я в суспільстві. Огляд і метааналіз, проведений науковцями, засвідчив наявність стійкого зв'язку між синдромом професійного вигорання та зниженням кар'єрної мотивації лікарів, а також погіршенням якості медичної допомоги майже у чверті мільйона медичних працівників. **Мета:** метааналіз вітчизняних та зарубіжних наукових джерел щодо емоційного вигорання серед ерготерапевтів, психотерапевтів, які беруть участь у роботі мультидисциплінарних команд з надання медичної допомоги. Розробка профілактичних заходів щодо емоційного вигорання медичних працівників системи охорони здоров'я. **Матеріали та методи.** Робота виконана шляхом систематичного огляду, метааналізу, контент-аналізу статей наукометричних баз Google Scholar, Web of Science, Scopus, PubMed, Science Direct. У роботі використаний бібліосемантичний метод. Пошук літератури здійснювався з використанням ключових слів: emotional burnout, mental health, patient satisfaction, occupational therapist burnout, psychotherapist burnout. До цього огляду ввійшло 46 статей. Пошук здійснювали серед статей, опублікованих у період з 2015 по 2025 р. **Результати.** Синдром емоційного вигорання та деперсоналізації серед медичних працівників мультидисциплінарних команд має суттєвий вплив на функціонування системи охорони здоров'я. Він формується під впливом складної сукупності психосоціальних чинників, зокрема: напруженого клінічного навантаження, браку часу, суперечливих вимог, низького рівня професійної автономії, складних міжособистісних стосунків або недостатньої підтримки з боку адміністрації, недостатнього клінічного досвіду, особливостей медичної підготовки, віку, сімейного стану, психологічної нестабільності, міжособистісної тривожності, а також негативного досвіду в дитинстві (психологічні або матеріальні труднощі). **Висновки.** Впровадження системного підходу є складником як індивідуальних психотерапевтичних втручань (емоційна регуляція, техніки релаксації, тренінги зі стрес-менеджменту, копінг-стратегії), так і структурованих програм з оптимальним набором інституційних стратегій, адаптованих до потреб конкретних закладів.

Ключові слова: емоційне вигорання; ментальне здоров'я; задоволеність пацієнтів; вигорання ерготерапевтів та психотерапевтів; профілактичні заходи

Вступ

Поширення професійного вигорання серед медичних працівників є серйозною проблемою через потенційні наслідки для функціонування медичної системи та загального рівня ментального здоров'я. Ще задовго

до початку пандемії COVID-19 серед медичних працівників у Сполучених Штатах цей процес набув характеру національної кризи. Згідно з аналітичними даними Національної медичної академії, 35,0–54,0 % лікарів і медсестер та 45,0–60,0 % студентів-медиків

і лікарів-інтернів демонстрували клінічно виражені ознаки професійного виснаження. Такий стан визнається як професійне захворювання, що характеризується високим рівнем емоційного виснаження, деперсоналізацією та зниженим відчуттям професійної ефективності. Професійне вигорання часто супроводжується підвищеним ризиком розвитку психо-емоційних розладів і когнітивних порушень, зокрема симптомів тривожності та депресії. Водночас воно не класифікується як окреме психічне захворювання, що відрізняє його від клінічно діагностованих психічних станів [1, с. 1136].

За результатами систематичного огляду та метааналізу, майже у чверті мільйона лікарів виявлено стійкий зв'язок між синдромом вигорання і негативними наслідками для кар'єрної мотивації та якості медичної допомоги [2, с. 378]. Лікарі, які відчувають симптоми вигорання, майже в чотири рази частіше повідомляють про незадоволення своєю професійною діяльністю, жалкують про обраний фак і демонструють наміри залишити професію [3, с. 115].

Тісний зв'язок між професійним вигоранням лікарів та низкою негативних наслідків як для самих фахівців, так і для системи охорони здоров'я продемонстровано у працях науковців [4, с. 378]. Вигорання асоціювалося зі зниженням задоволеності роботою на 79,0 %, зростанням ймовірності сумнівів у правильності професійного вибору на 72,0 % та збільшенням намірів змінити місце роботи на 68,0 %. Продуктивність знижувалася приблизно на 45,0 %, а ймовірність негативного впливу на кар'єрний розвиток зростала на 77,0 %. У лікарів із високим рівнем вигорання ризик виникнення інцидентів, пов'язаних із безпекою пацієнтів, підвищувався вдвічі (на 104 %). Імовірність низького професіоналізму була вищою на 133 %, а рівень незадоволеності пацієнтів — на 122 % порівняно з лікарями без симптомів вигорання. Найвищі показники вигорання виявлено серед лікарів віком 31–50 років та фахівців у галузях невідкладної допомоги та інтенсивної терапії. Водночас найнижчі рівні вигорання фіксувалися серед лікарів загальної практики у віковій групі понад 50 років. Схожі результати наведені в інших наукових розвідках. Згідно з даними Агентства досліджень і якості охорони здоров'я, симптоми вигорання можуть проявлятися у 10,0–70,0 % медичних сестер та у 30,0–50,0 % лікарів, практикуючих медсестер і асистентів лікарів, що свідчить про масштабність проблеми в клінічній практиці [5, с. 149].

Вигорання також асоціюється зі зниженням ефективності роботи, що потенційно впливає як на результати лікування, так і на безпеку пацієнтів. Саме тому особливого значення набуває підвищення обізнаності про ранні ознаки вигорання та створення умов для своєчасного втручання [6, с. 57].

Встановлено, що вигорання є не лише індивідуальною проблемою окремих фахівців, а й системною загрозою, що потребує комплексних організаційних рішень [7, с. 200].

Комплексний підхід у виявленні та профілактиці професійного вигорання серед медичних працівників передбачає як впровадження програм підтримки ментального здоров'я, навчання керівного персоналу, так і організаційних змін, спрямованих на зменшення емоційного навантаження. Без системної відповіді ризик втрати кваліфікованих медичних кадрів зростає, що може мати довгострокові наслідки для стійкості системи охорони здоров'я загалом.

Мета дослідження: метааналіз вітчизняних та зарубіжних наукових джерел щодо емоційного вигорання серед ерготерапевтів, психотерапевтів, які беруть участь у роботі мультидисциплінарних команд з надання медичної допомоги. Розробка профілактичних заходів щодо емоційного вигорання медичних працівників системи охорони здоров'я.

Матеріали та методи

Робота виконана шляхом систематичного огляду, метааналізу, контент-аналізу статей наукометричних баз Google Scholar, Web of Science, Scopus, PubMed, Science Direct. У роботі використаний бібліосемантичний метод. Пошук літератури здійснювався з використанням ключових слів: emotional burnout, mental health, patient satisfaction, occupational therapist burnout, psychotherapist burnout. До цього огляду ввійшло 46 статей. Пошук здійснювали серед статей, опублікованих у період з 2015 по 2025 р.

Результати

У ході проведеного дослідження нами ідентифіковано один із суттєвих негативних наслідків емоційного вигорання медичних працівників, який полягає у зниженні рівня задоволеності пацієнтів та послабленні ефективності лікувальних і медико-психологічних реабілітаційних заходів (табл. 1).

За результатами аналізу встановлено зв'язок емоційного вигорання з можливими його причинами виникнення (табл. 2).

У ході проведеного дослідження нами визначено середнє значення емоційного вигорання за різними науковими даними серед медичного персоналу закладів охорони здоров'я в країнах світу (рис. 1).

Проведений метааналіз наукових досліджень дав змогу встановити головний предиктор емоційного вигорання у медичних працівників у закладах охорони здоров'я — нестворення належних умов праці — 80,0 % (рис. 2).

Обговорення

У науковому дослідженні L. Heinemann (2017) встановлено, що впродовж останніх чотирьох десятиліть переважна більшість досліджень, присвячених феномену професійного вигорання, зосереджена на етіологічних аспектах — вивченні причин і чинників, пов'язаних із розвитком цього синдрому. Науковець розглядає ці результати крізь призму медикалізації — процесу, за якого соціальні та психологічні проблеми набувають статусу медичних діагнозів. У цьому контексті він ствер-

Таблиця 1. Аналіз емоційного вигорання серед медичного персоналу в закладах охорони здоров'я

Автори досліджень	Результати
Lu D., Dresden S., McCloskey C., Branzetti J., Gisoni M.A. (2015)	Симптоми депресії 47,8 % у лікарів-резидентів проти 18,5 % у лікарів-ординаторів, вигорання 38,6 проти 12,1 % відповідно
Lee S.H., Bang Y.S. (2015)	Вигорання у 47,0 % випадків
Dyrbye L., Shanafelt T. (2016)	Високий рівень поширеності вигорання
Panagioti M., Geraghty K., Johnson J., Zhou A., Panagopoulou E., Chew-Graham C., et al. (2017)	87,2 % — підвищений рівень вигорання
Bridgeman P., & Barone J. (2018)	Симптоми вигорання у 10,0–70,0 % медичних сестер та 30,0–50,0 % лікарів
Bruschini M., Carli A., Burla F. (2018)	32,0 % — високий рівень емоційного виснаження, 13,0 % — деперсоналізація, 9,0 % — знижене відчуття особистих досягнень
Janus E., Gawalkiewicz P., Bac A. (2018)	50,0 % — високий рівень емоційного виснаження, 30,0 % — середній рівень
Simionato G., Simpson S. (2018)	50,0 % — наявність помірного або високого рівня професійного вигорання
Delos Reyes R.C. (2018)	24,7 % — вигорання у молоді
Reis H., Vale C., Camacho C., Estrela C., Dixe M. (2018)	23,0 % — вигорання, пов'язане з клієнтом, 44,0 % — особисте вигорання, 45,0 % — вигорання, пов'язане з роботою
Bateman E., Viana R. (2019)	Частота вигорання: від 22,2 до 83,3 % серед слухачів і від 48 до 62 % серед спеціалістів, що практикують
Escudero-Escudero A., Segura-Fragoso A., Cantero-Garito P. (2020)	69,4 % — симптоми синдрому професійного вигорання, 63,5 % — емоційна втома
Abaoğlu H., Demirok T., Kayhan H. (2021)	26,0 % — клінічно виражені симптоми вигорання, 38,0 % — підвищення ризику, 43,1 % — дисперсія
Heinonen E., & Hartmann A. (2022)	14,3 % вказали на високий рівень стресу та низьке задоволення життям
Li L.Z., Singer S., Pfeffer J., Mathur M., Shanafelt T. (2024)	Вигорання серед медперсоналу середньої ланки — 11,0–56,0 %, при цьому 82,7 % — жінки

Таблиця 2. Зв'язок рівнів емоційного вигорання з можливими його причинами та запропонованими профілактичними заходами серед медичного персоналу в закладах охорони здоров'я

Предиктори розвитку емоційного вигорання	Відсоток емоційного вигорання	Профілактичні заходи, які були запропоновані авторами	Джерело
1	2	3	4
Рівень задоволеності кар'єрою, умови праці	66,2	Впровадження системних стратегій профілактики вигорання	[37]
Інтенсивне емоційне навантаження	47,0	Оптимізація умов праці для емоційної підтримки	[23]
Медична підготовка, особливості навчального та клінічного середовища	87,2	Впровадження структурованих програм на рівні установ охорони здоров'я	[33]
Рівень задоволеності пацієнтів якістю медичної допомоги та ризик клінічних помилок, обмеження клінічного досвіду	40,0	Оптимізація умов праці, збільшення автономії, сприятливий клімат у колективі та покращення комунікації з адміністрацією	[4]
Робоче середовище, інтенсивне клінічне навантаження, високі вимоги, низький рівень автономії	32,0	Подальше дослідження для розробки профілактичних заходів	[12]
Умови праці, інтенсивне навантаження	50,0 %	Впровадження цілеспрямованих програм підтримки	[22]
Досвід роботи	50,0	Розроблення профілактичних стратегій, які враховують індивідуальні характеристики фахівців	[27]

Закінчення табл. 2

1	2	3	4
Молодший вік, професійний досвід, схильність до надмірної емоційної залученості у проблеми клієнтів	24,7	Вирішення організаційних питань для оптимізації умов праці	[17]
Значне навантаження, нестача підтримки керівництва	37,3	Впровадження ефективних програм інтервенції, індивідуальні стратегії, створення комфортного робочого середовища	[18]
Вік, стать фахівця, вік клієнтів, досвід роботи, робоче навантаження	55,0	Розроблення системної підтримки, програм профілактики вигорання, реформування умов праці	[10]
Організаційні та системні бар'єри, включно з перевантаженням роботою, брак ресурсів, нестача підтримки з боку керівництва	69,4	Впровадження багаторівневих заходів (індивідуальних, організаційних), створення сприятливих умов праці, розвиток професійної підтримки, забезпечення психологічної безпеки на робочому місці та просування політик, спрямованих на збереження ментального здоров'я	[15]
Вік, сімейний стан, наявність дітей, формат робочого графіка (нестабільний або інтенсивний ритм роботи)	26,0	Покращення організаційних умов, підвищення професійної мотивації, створення стабільного професійного середовища в медичних установах	[16]
Умови праці, ступінь залученості до професії	14,3	Забезпечення доступних фінансових ресурсів; на рівні навчальних програм — шляхом розвитку підтримуючого середовища; на індивідуальному рівні — через впровадження особистої терапії й навичок самопомогти	[29]
Економічна нестабільність, підвищена тривожність у міжособистісних стосунках, досвід психологічних чи матеріальних труднощів у дитинстві	33,5	Профілактичні заходи, орієнтовані переважно на індивідуальні втручання: тренінги з майндфулнесу та розвитку стресостійкості, покращення умов праці	[35]
Середнє значення, %	45,00 ± 19,03		

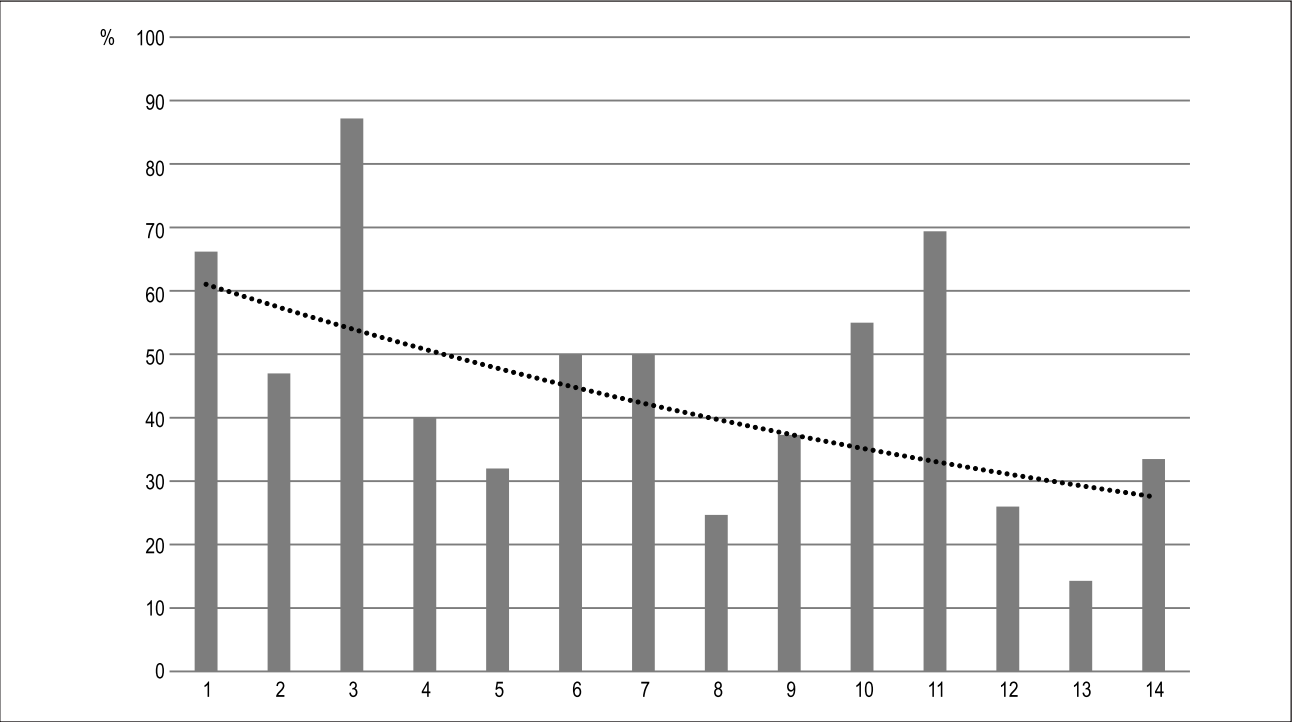


Рисунок 1. Рівні емоційного вигорання за даними літератури, опрацьованої у ході метааналізу

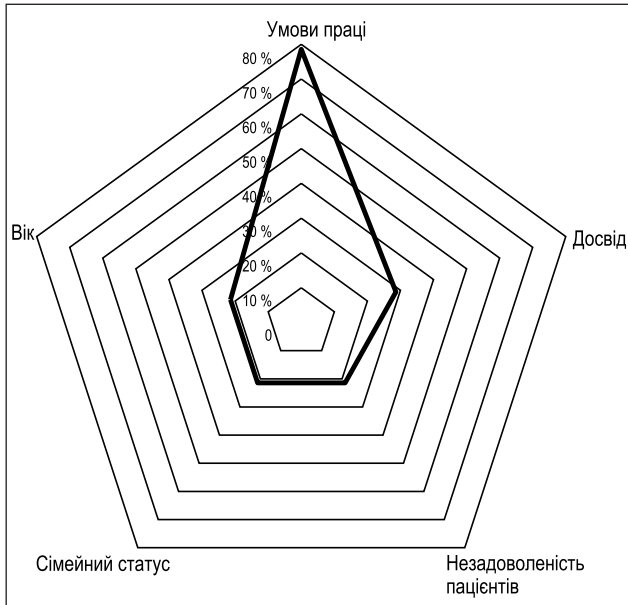


Рисунок 2. Поширеність причин емоційного вигорання за даними літератури, опрацьованої у ході метааналізу

джує, що наукова література не лише не усуває термінологічної неоднозначності щодо вигорання, а й, навпаки, репродукує її, оскільки фокусується переважно на зовнішніх чинниках, ігноруючи потребу в системному підході до верифікації та класифікації симптомів. Автором актуалізовано необхідність перегляду пріоритетів наукового дискурсу щодо вигорання: від переважного аналізу чинників до глибокого осмислення клінічних проявів, інструментів діагностики та можливостей інституційного визнання цього стану як повноцінного психічного розладу [8, с. 4].

У науковій розвідці L. Dyrbye (2016) представлено систематизований описовий огляд літератури щодо вивчення професійного вигорання серед медичних працівників системи охорони здоров'я. Результати метааналізу свідчать про високий рівень поширеності вигорання серед осіб, які перебувають на етапі медичної підготовки. Частота цього явища перевищує показники в загальній медичній сфері. Вигорання негативно впливає на професійне становлення майбутніх лікарів, підвищує ризики для пацієнтів і може мати серйозні особисті наслідки, зокрема провокувати розвиток депресивних станів та суїцидальних думок. Ключовими чинниками, що сприяють розвитку синдрому вигорання, є особливості навчального та клінічного середовища, а не індивідуальні риси слухачів. Дослідник підкреслює необхідність системного підходу, який включає покращення навчальної культури, оптимізацію організаційних процесів і підтримку особистісного благополуччя слухачів [9, с. 140].

У роботі E. Bateman (2019) продемонстровано значну поширеність синдрому професійного вигорання серед лікарів і слухачів, які спеціалізуються на фізичній

медицині та реабілітації. Частота вигорання виявилась дуже варіативною: від 22,2 до 83,3 % серед слухачів і від 48,0 до 62,0 % серед практикуючих спеціалістів. Це вказує на те, що як майбутні, так і діючі фахівці є вразливою групою щодо розвитку цього синдрому. Основними чинниками ризику є організаційні та системні бар'єри, включно з перевантаженням роботою, браком ресурсів, підтримки з боку керівництва та емоційним виснаженням, зумовленим тривалою роботою з пацієнтами з хронічними станами. Понад половина лікарів у сфері PMandR вже мали ознаки професійного вигорання [10, с. 870].

Проведений дослідником E. Park (2021) метааналіз даних понад двох тисяч ерготерапевтів з метою ідентифікації детермінант професійного вигорання підтвердив, що найбільший вплив на розвиток цього синдрому мають саме організаційні та психологічні чинники, тоді як роль особистісних змінних є менш вираженою як за кількістю, так і за розміром ефекту. Виявлено, що серед особистісних предикторів вигорання сімейний стан і посада мають позитивну кореляцію з високим рівнем емоційного виснаження, тоді як підвищення віку, професійного досвіду і рівня освіти демонструють зворотний зв'язок. Водночас більшість організаційних змінних (окрім системи винагороди) мають статистично значущий зв'язок із підвищеним рівнем вигорання, що вказує на критичну роль умов професійної діяльності у формуванні цього синдрому. Найпотужнішими предикторами виявилися психологічні зміни, як-от перевантаження роботою, наявність додаткових обов'язків і намір змінити місце роботи, що суттєво підвищують ризик вигорання. Водночас високий рівень залученості у професійну діяльність, задоволеність роботою, сформовані професійна ідентичність і суб'єктивне відчуття цінності виконуваної праці чинять захисну дію. Запровадження цілеспрямованих інтервенцій, орієнтованих на покращення психологічного клімату, підвищення професійної мотивації та вдосконалення організаційних умов, розглядаються як ключовий напрям оптимізації якості надання реабілітаційних послуг та підтримки добробуту фахівців [11, с. 5].

Досліджений M. Bruschini (2018) рівень професійного вигорання серед працівників мультидисциплінарної команди у реабілітаційній сфері, зокрема фізіотерапевтів, логопедів та ерготерапевтів, із фокусом на вплив організаційних чинників виявив, що 32,0 % учасників мали високий рівень емоційного виснаження, 13,0 % — деперсоналізації, а 9,0 % — зниженого відчуття особистих досягнень. Загалом 14,0 % респондентів перебували в зоні високого ризику синдрому вигорання. Науковці підкреслюють, що фахівці реабілітаційного профілю медичної сфери належать до групи з високим ризиком професійного вигорання [12, с. 125].

J. Scanlan (2020) досліджував чинники, що впливають на задоволеність роботою, професійне вигорання та намір залишити роботу серед ерготерапевтів, які працюють у сфері психічного здоров'я.

Погіршення самопочуття працівників, високий рівень вигорання або низька задоволеність роботою були асоційовані з підвищеною плінністю кадрів і негативними наслідками для пацієнтів. Результати дослідження засвідчили, що вигорання суттєво пов'язане з нижчим рівнем задоволеності роботою та сильнішим наміром змінити місце праці. Вищий рівень задоволеності, навпаки, асоціювався з наявністю винагороди, визнання та змістовної, когнітивної складної діяльності. Основними чинниками, що сприяли погіршенню благополуччя, виявилися високі вимоги до контактів із пацієнтами та сім'ями, а також відчуття емоційного виснаження, стресу чи втоми. Дослідник підкреслює важливість доступу до супервізорської підтримки, покращення зворотного зв'язку, підвищення залученості у прийняття рішень і розвиток психологічної стійкості працівників. Дослідження доводить, що добробут персоналу є ключовим чинником стабільності та ефективності у сфері психічного здоров'я [13, с. 315].

J. Kim (2020) у своєму дослідженні проаналізував рівень професійного вигорання та стресу, пов'язаного з роботою фахівців у сфері терапії, та виявив суттєві відмінності залежно від статі, віку та типу медичної установи. Науковець звертає особливу увагу на вразливість окремих груп працівників до негативних психоемоційних станів. Найвищі рівні стресу, емоційного виснаження та вигорання притаманні жінкам-терапевтам у віці близько 20 років, які працюють у невеликих або середніх лікарнях. Водночас такі змінні, як потужність медичного закладу, стать і вік, мали статистично значущий вплив щонайменше на два виміри психоемоційного стану респондентів, що підтверджувало їхню роль як ключових модераторів професійного благополуччя. Науковець наголошує, що терапевти, особливо молоді фахівці жіночої статі, потребують цілеспрямованої підтримки як на рівні установи, так і на рівні державної політики. Дослідження підкреслює необхідність розробки комплексних інтервенційних програм, спрямованих на підвищення якості професійного життя працівників, особливо в контексті гендерних та вікових особливостей [14, с. 5001].

Згідно з дослідженням A. Escudero-Escudero (2020), ерготерапевти в Іспанії демонструють високий рівень поширеності синдрому професійного вигорання, що становить серйозну загрозу для їхнього психічного та професійного благополуччя. Результати дослідження показали, що 69,4 % учасників мали симптоми синдрому професійного вигорання, при цьому найбільш поширеним компонентом була емоційна втома (63,5 %). Статистично значущі відмінності у рівнях вигорання спостерігалися залежно від віку, сімейного стану, наявності дітей, галузі професійної діяльності та формату робочого графіка. Найбільш уразливими виявилися особи, які працювали в умовах нестабільного або інтенсивного навантаження без належного балансу між професійним і особистим життям. Науковець підкреслює, що професійне вигорання є не лише індивідуаль-

ною проблемою, а й системним чинником, що впливає на якість медичних втручань і взаємодію з пацієнтами [15, с. 3164].

У роботі Н. Abaoğlu (2021) продемонстровано, що умови праці, рівень задоволеності роботою та ступінь залученості до професійної діяльності є ключовими чинниками, що впливають на розвиток професійного вигорання серед ерготерапевтів державного сектора. Результати вказують на те, що 26,0 % учасників мали клінічно виражені симптоми вигорання, а 38,0 % — перебували у групі підвищеного ризику. Встановлено статистично значущі негативні кореляції між вигоранням і такими змінними, як якість робочого середовища, зовнішня та загальна задоволеність роботою, енергійність і професійна відданість. Найбільший вплив на рівень вигорання мали умови праці та залученість до роботи — ці два чинники разом пояснюють 43,1 % випадків дисперсії. Помірно виражений негативний зв'язок було виявлено між вигоранням і двома окремими аспектами умов праці: сприятливою структурою управління та наявністю можливостей для розвитку навичок. У сукупності вони передбачали 39,0 % варіації рівня професійного вигорання [16, с. 300].

Дослідження R. Delos Reyes (2018) висвітлює серйозну нестачу ерготерапевтів на Філіппінах, що створює значне навантаження на фахівців і сприяє розвитку синдрому професійного вигорання. Результати показали, що найбільш вразливими до вигорання є молоді й неодружені терапевти на початку професійного шляху (24,7 %), особливо за умов тривалого робочого дня та нестачі підтримки. Вигорання проявлялося емоційним виснаженням, зниженням творчого підходу до роботи та відчуттям тиску через високі професійні та соціальні очікування [17, с. 5].

Згідно з пілотним дослідженням Н. Reis (2018), було проаналізовано рівень професійного вигорання португальських ерготерапевтів з урахуванням таких категорій, як вік, стать спеціаліста, вік клієнтів, досвід роботи та сфера практики. Встановлено, що 23,0 % респондентів продемонстрували вигорання, пов'язане з клієнтом, 44,0 % — особисте вигорання, а 45,0 % — вигорання, пов'язане з роботою. Вище значення індексів вигорання спостерігалось у фахівців старшого віку та тривалішого професійного стажу. Отримані дані вказують на значну поширеність емоційного виснаження в ерготерапевтичній практиці та потребу у впровадженні ефективних програм інтервенції [18, с. 281].

Дослідження С. Brown (2018) зосереджено на вивченні проявів професійного вигорання серед ерготерапевтів та аналізі його ключових детермінант. Отримані дані частково відрізнялися від результатів інших науковців: зокрема, спостерігалися підвищені рівні деперсоналізації та знижені рівні емоційного виснаження. Це свідчить про специфіку сприйняття професійної ролі серед фахівців, що може залежати від індивідуальних та контекстуальних чинників. Дослідження також виявило значущі взаємозв'язки між окремими

компонентами емоційного стану, віком учасників, а також тривалістю професійного досвіду. Особливу увагу привертало зниження рівня життєвої енергії (бадьорості) у респондентів порівняно з аналогічними науковими даними щодо медичних працівників, що може вказувати на приховану втому та виснаження. Водночас високі показники таких позитивних характеристик, як професійна відданість та відчуття особистих досягнень, можуть виконувати компенсаторну роль і частково нейтралізувати негативні ефекти вигорання. Такі ресурси є важливими чинниками психологічної стійкості, здатними зменшити вплив стресу в робочому середовищі [19, с. 520].

У роботі J. Scanlan (2019) проаналізовано взаємозв'язок між сприйняттям значущості трудової діяльності та показниками професійного благополуччя серед ерготерапевтів, які працюють у сфері психічного здоров'я в мультидисциплінарних командах. Встановлено, що усвідомлення значущості своєї праці асоціюється зі зростанням задоволеності роботою, зниженням рівня професійного вигорання та посиленням відчуття професійної ідентичності. Найбільший вплив має компонент значущості під назвою «цінність для себе», що демонструє вирішальну роль особистого ставлення до професійної діяльності. Дослідження науковця підкреслюють важливість підтримки відчуття професійної значущості серед працівників. Запровадження підходів до індивідуалізованого/персоніфікованого розподілу обов'язків відповідно до особистих цінностей і мотивацій співробітників може стати ефективною стратегією для покращення емоційного стану, підвищення задоволеності роботою та загального професійного добробуту ерготерапевтів у галузі психічного здоров'я [20, с. 587].

I. Anyfantis (2020) проаналізував поширеність професійного вигорання, психоемоційних розладів та травм опорно-рухового апарату серед ерготерапевтів Греції та Кіпру. Ерготерапія визнана професією, що вимагає високого рівня фізичних, когнітивних та емоційних зусиль. Опитування показало, що 70,0 % фахівців регулярно відчувають інтенсивний біль у поперековій ділянці, що вказує на значне фізичне навантаження. Крім того, 9,7 % грецьких ерготерапевтів мали середній або високий рівень наявності депресивних симптомів. Дослідження акцентує наявність високого ризику розвитку професійного вигорання серед ерготерапевтів, що часто супроводжується розладами опорно-рухового апарату та психічним виснаженням. Науковець проводив дослідження у регіонах, які зазнали економічної рецесії, оскільки економічний тиск та нестабільність можуть посилювати стресові чинники на робочому місці [21, с. 297].

З метою вивчення чинників, що впливають на рівень професійного вигорання серед ерготерапевтів у Польщі, E. Janus (2018) використав три субшкали: емоційне виснаження, деперсоналізація та рівень особистих досягнень. Результати свідчать, що понад 50,0 % учасників відчували високий рівень емоційного виснаження,

а 30,0 % мали його середній рівень. Водночас рівень деперсоналізації залишався вірогідно низьким, що було позитивним індикатором професійної стійкості. Більшість респондентів показали високі результати за шкалою особистих досягнень, що вказувало на збереження мотивації та професійної самореалізації. Виявлено статистично значущий зв'язок між досвідом роботи та емоційним виснаженням, тоді як стать та місце роботи не мали впливу на рівень професійного вигорання [22, с. 53].

Аналіз впливу емоційної праці ерготерапевтів на рівень професійного вигорання та ставлення до роботи, проведений S. Lee (2015), включав оцінку власного рівня емоційного навантаження, виснаження та ставлення до професійної діяльності. Результати засвідчили, що між емоційним вигоранням та емоційною працею існує помітна взаємозалежність. Встановлено, що підвищення рівня емоційної праці асоціюється з погіршенням ставлення до роботи у 45,0 % випадків. Вигорання як основний предиктор ставлення до професійної діяльності мало вплив у 47,0 % випадків. Негативний вплив емоційної праці на професійне ставлення виявлено у 21,0 % учасників. Таким чином, дослідження демонструє, що інтенсивна емоційна праця спричиняє вище професійне виснаження, що, своєю чергою, знижує позитивне ставлення до роботи [23, с. 100].

Згідно з дослідженням S. Ashby (2025), ерготерапевти активно використовують різноманітні стратегії для підтримки своєї професійної стійкості впродовж тривалого часу роботи в медичних та соціальних установах. Найефективнішими виявилися впевненість у значущості й цінності ерготерапії як професії, регулярна рефлексія над позитивними результатами своєї діяльності, ефективне управління власним часом, а також активна участь у неформальних та офіційних професійних мережах. Ці стратегії дають змогу фахівцям зменшувати ризик емоційного вигорання, зберігати мотивацію та підтримувати високий рівень залученості в роботі. Дослідження підкреслює важливість створення сприятливого професійного середовища, де керівники та організації сприятимуть упровадженню подібних підходів для зміцнення стійкості своїх працівників [24, с. 135].

P. Witt (2024) вказує, що невідповідність між робочим середовищем і професійними очікуваннями ерготерапевтів є значущим чинником підвищеного рівня стресу на роботі, особливо серед фахівців-початківців. Виявлено, що основним джерелом стресу є надмірне робоче навантаження, яке порушує баланс між професійною діяльністю та особистим життям. Найнижчі показники відповідності серед шести ключових сфер роботи та життя: контроль, спільнота, винагорода, цінності, справедливість і навантаження — були зафіксовані саме в аспекті навантаження. Особливо вразливими виявилися ерготерапевти сфери фізичної реабілітації, що працюють у державному секторі. Вони частіше повідомляли про недостатню відповідність умов праці та високий рівень емоційного виснаження [25, с. 5].

Метааналіз емоційного вигорання серед психотерапевтів у дослідженні У. Kotera (2021) був спрямований на вивчення психічного стану в контексті пандемії COVID-19. Незважаючи на зростання психологічних проблем у суспільстві та активну участь психотерапевтів у їх подоланні, психічне здоров'я самих фахівців залишалося поза належною науковою увагою. У межах дослідження учасники проходили анкетування з метою оцінки рівня емоційного вигорання, самоспівчуття, балансу між особистим і професійним життям, а також рівня телепресії — відчуття тиску, пов'язаного з постійною залученістю в цифрову комунікацію. Результати засвідчили, що інтенсивне робоче навантаження та високий рівень телепресії прямо пов'язані з ключовими проявами професійного вигорання: емоційним виснаженням і деперсоналізацією. Водночас старший вік, розвинене співчуття до себе та гармонійне поєднання професійних і особистих сфер життя виявилися захисними чинниками. Найбільш значущими предикторами розвитку вигорання стали тривалість робочого часу та порушення балансу «робота — життя». Співчуття до себе частково знижувало негативний вплив цього дисбалансу на емоційне виснаження, проте не мало пом'якшувального ефекту на деперсоналізацію. Дослідження акцентують увагу на потребі системної підтримки психотерапевтів: з одного боку, шляхом заохочення до розвитку навичок самоспівчуття, а з іншого — через забезпечення належного балансу між професійними обов'язками та особистим простором [26, с. 5].

Результати наукового дослідження G. Simionato (2018) на підставі систематичного огляду наукових праць щодо професійного вигорання серед психотерапевтів з особливою увагою до чинників ризику, рівнів стресу свідчать, що понад 50,0 % цих фахівців притаманні помірний або високий рівень професійного вигорання. Серед найпоширеніших особистісних чинників ризику вигорання були молодший вік, недостатній професійний досвід та схильність до надмірної емоційної залученості у проблеми клієнтів. Отримані результати підкреслюють, що психотерапевти, навіть за умов професійної підготовки до роботи з психологічно складними ситуаціями, залишаються вразливими до емоційного виснаження [27, с. 1440].

Професійне вигорання є поширеним явищем серед психотерапевтів і становить значну загрозу для їхнього психоемоційного благополуччя та якості надання клінічної допомоги. Метою дослідження Р. Tragantzopoulou (2024) було поглиблене осмислення досвіду професійного виснаження в контексті психотерапевтичної практики та виявлення ефективних стратегій подолання цього стану. Науковцем виокремлено дві провідні теми: професійне навантаження та його прояви у формі вигорання; механізми підтримки та збереження професійного функціонування. До найчастіших проявів вигорання було віднесено хронічну фізичну та психічну втому, соматичні симптоми (зокрема, головний біль), когнітивні труднощі (зокрема, у плануванні терапевтичних сесій), емоційну відстороненість від клієнтів та зниження ем-

патії. Посилене відчуття відповідальності за терапевтичний результат, а також схильність до самостигматизації у випадку недостатнього покращення стану пацієнта були значущими чинниками ризику розвитку синдрому вигорання, особливо на початкових етапах професійної діяльності. Ефективними захисними чинниками виступали залучення до особистої психотерапії, систематичне проходження супервізії, налагоджена професійна підтримка з боку колег, а також організаційні інтервенції, спрямовані на створення безпечного й ресурсного середовища [28, с. 1820].

Згідно з дослідженням Е. Heinonen (2022), якість життя майбутніх психотерапевтів є важливим складником, що може впливати на ефективність їхнього професійного становлення. У багатонаціональному опитуванні, проведеному в межах проекту «Товариство психотерапевтичних досліджень», було проаналізовано самозвіти стажерів психотерапії щодо їхнього добробуту, особистісних характеристик, соціального походження та життєвого досвіду. Результати показали, що 54,3 % учасників оцінили своє життя як щасливе, тоді як 14,3 % вказали на високий рівень стресу та низьке задоволення життям. Основними предикторами зниження якості життя стали економічна нестабільність, підвищена тривожність у міжособистісних стосунках, а також досвід психологічних чи матеріальних труднощів у дитинстві. Натомість вищий рівень добробуту був тісно пов'язаний із підтримувальним стилем спілкування, шлюбним статусом, фінансовою стабільністю та позитивними умовами для кар'єрного росту. Дослідження вказує на важливість системного підходу до підтримки стажерів: на макрорівні — через забезпечення доступних фінансових ресурсів; рівні навчальних програм — шляхом розвитку підтримуючого середовища; індивідуальному рівні — через впровадження особистої терапії й навичок самодопомоги [29, с. 6].

У межах дослідження, проведеного G. Simionato (2018), було здійснено комплексний аналіз наявних емпіричних даних щодо поширеності професійного вигорання та пов'язаного з роботою стресу серед психотерапевтів. Метою було не лише оцінити рівень цих явищ у представників психотерапевтичної професії, а й ідентифікувати основні психометричні інструменти, які застосовуються для їх вимірювання, а також виявити персональні детермінанти, що підвищують ризик виникнення вигорання. Встановлено, що значна частина психотерапевтів демонструє симптоми помірного або високого рівня емоційного виснаження. Найуразливішими виявилися фахівці молодшого віку, з обмеженим професійним досвідом, а також ті, хто схильні до глибокої емоційної ідентифікації з проблемами клієнтів. Ці характеристики істотно підвищували вразливість до хронічного стресу та професійного вигорання. Результати вказують на важливість формування превентивних інтервенцій з урахуванням індивідуальних особливостей фахівців, з метою збереження їхнього психоемоційного ресурсу та забезпечення стабільної якості психотерапевтичної допомоги [27, с. 1442].

Для оцінки взаємозв'язку між рівнем професійного вигорання медичних працівників та показниками якості й безпеки медичної допомоги М. Salyers (2017) проаналізовано основні його компоненти: емоційне виснаження, деперсоналізація та знижене відчуття професійної ефективності. Результати показали, що підвищене вигорання асоціюється зі зниженням якості допомоги (включно із задоволеністю пацієнтів) та зниженням рівня безпеки медичних втручань. Дослідження продемонструвало, що ймовірність погіршення якості допомоги зростає на 26,0 % у зв'язку з вищим рівнем вигорання, тоді як ризик зниження безпеки медичних послуг — на 23,0 %. Отримані дані є першим систематизованим кількісним підтвердженням того, що вигорання медичних працівників має прямий і стабільний негативний вплив на якість і безпеку надання медичної допомоги [30, с. 481].

В умовах медичної практики акцент на дотриманні високих стандартів якості медичної допомоги хоч і є необхідною передумовою ефективного функціонування системи охорони здоров'я, водночас може бути додатковим чинником професійного виснаження для лікарів. Постійна орієнтація на результативність, відповідальність за клінічні наслідки або очікування пацієнтів формують підвищене психологічне навантаження, яке нерідко супроводжується розвитком емоційного відчуження. Цей стан проявляється у вигляді негативного безпідставного або надмірно дистанційованого реагування на професійні ситуації, що, у свою чергу, сприяє формуванню відчуття професійної некомпетентності, особистої незадоволеності результатами власної діяльності та зниження мотивації до подальшої професійної реалізації. Наслідки емоційного виснаження не обмежуються лише індивідуальним рівнем: вони безпосередньо позначаються на загальному функціонуванні медичних закладів, формують ризики для ефективності лікувального процесу та знижують якість взаємодії між лікарем і пацієнтом. Аналіз досліджень свідчить про помірний, але стійкий зв'язок між симптомами професійного вигорання медичних працівників і ключовими показниками безпеки пацієнтів, включно з підвищеним ризиком медичних помилок, зниженням обачності у прийнятті клінічних рішень та погіршенням дотримання протоколів [31].

У межах дослідження, проведеного L. Hall (2016), було проаналізовано взаємозв'язок між загальним психоемоційним станом медичних працівників, проявами професійного вигорання та рівнем безпеки пацієнтів у медичних закладах. Результати засвідчили, що у 59,3 % випадків погіршення самопочуття персоналу прямо асоціюється з підвищеним ризиком порушення стандартів безпеки під час надання медичної допомоги. Водночас у 70,0 % виявлено асоціацію між симптомами професійного вигорання та ймовірністю виникнення критичних ситуацій, що можуть загрожувати пацієнтам. Встановлено, що погіршення психофізичного стану медичних працівників, зокрема підвищений рівень емоційного виснаження та деперсоналізації, тіс-

но пов'язане з негативними наслідками для пацієнтів. Одним із ключових проявів цього зв'язку є зростання частоти медичних помилок, зниження якості клінічного прийняття рішень та послаблення загального рівня безпеки лікувального процесу [32].

У роботі М. Panagioti (2018) оцінено взаємозв'язок між професійним вигоранням лікарів та показниками якості й безпеки надання медичної допомоги. Науковець включив до аналізу клінічні контексти як стаціонарної, так і амбулаторної медичної практики. Результати вказують на те, що у 87,2 % випадків підвищений рівень вигорання асоціюється з ймовірністю прояву професійно небезпечної поведінки, зниженням задоволеності пацієнтів медичною допомогою та збільшенням ризику клінічних помилок. Особливу увагу в дослідженні приділено компоненту деперсоналізації, який виявився найбільш потужним предиктором негативних наслідків у взаємодії з пацієнтами, зокрема у вигляді емоційної відстороненості, формального ставлення та зниження емпатії. Найвищий рівень ризику вигорання та непрофесійної поведінки зафіксовано серед молодих фахівців, які мають обмежений клінічний досвід і піддаються більшому навантаженню на етапі професійного становлення. Результати демонструють, що синдром професійного вигорання є не лише показником зниження добробуту медичних працівників, а й системним чинником, який безпосередньо впливає на якість взаємодії з пацієнтами та загальну безпеку медичного середовища [33, с. 1322].

У дослідженні, що охоплювало двадцятип'ятирічний період, було проаналізовано взаємозв'язок між синдромом професійного вигорання серед медичних працівників та показниками якості медичної допомоги — як у стаціонарній, так і в амбулаторній практиці — зокрема, рівнем задоволеності пацієнтів. Результати дослідження засвідчили, що вигорання є вагомим чинником, що зумовлює низку несприятливих наслідків на рівні як окремого фахівця, так і медичної установи загалом. Серед них найчастіше фіксуються суїцидальні тенденції, емоційне відчуження, деструкція міжособистісних стосунків, зниження продуктивності праці, підвищена плинність кадрів та порушення професійної етики. Зв'язок між вигоранням і зниженням якості медичної допомоги є багатофакторним. Фахівці, які відчувають симптоми емоційного виснаження або деперсоналізації, можуть мати знижений рівень мотивації, когнітивної гнучкості та уваги, що зменшує їхню здатність до прийняття клінічно обґрунтованих рішень і дотримання стандартів догляду. Вони також можуть демонструвати знижений рівень відповідальності щодо потенційних ризиків або не приділяти належної уваги деталям, які є важливими для безпеки пацієнтів. Також наявність негативного клінічного досвіду, зокрема випадків медичних помилок чи незадовільної взаємодії з пацієнтами, здатна спровокувати у медичних працівників вторинну травматизацію, що в подальшому може перерости у виражений психологічний дистрес або поглиблення симптомів професійного вигорання. Це явище може формуватися на фоні тривалого впливу

повторюваних незначних, але емоційно виснажливих ситуацій [34, с. 560].

У метааналізі, проведеному L. Li (2024), розглянуто дані щодо поширеності вигорання серед медперсоналу середньої ланки. Частота синдрому коливалася від 11,0 до 56,0 %, при цьому 82,7 % становили жінки, а середній вік — 33,9 року. Дослідження виявило, що високий рівень вигорання корелює з погіршенням якості медичної допомоги, зниженням задоволеності пацієнтів та підвищенням ризиків для їхньої безпеки. Аналіз також ідентифікував низку соціодемографічних та професійних чинників, асоційованих із підвищеним ризиком вигорання, включаючи молодший вік, відсутність подружнього партнера або дітей, низьку чисельність персоналу, а також випадки насильства на робочому місці. Натомість захисними чинниками виявилися високий рівень професійної автономії, соціальна підтримка, стресостійкість та розширення повноважень медичних сестер. Окрім цього, кілька систематичних оглядів засвідчили негативний зв'язок між вигоранням і психоемоційним благополуччям медичного персоналу, зокрема з розвитком депресії, порушеннями сну та бажанням змінити професійну діяльність. Особливо тісний зв'язок із показниками безпеки пацієнтів мали емоційне виснаження та деперсоналізація, на відміну від компонента особистих досягнень [35].

Недостатня клінічна ефективність лікаря становить потенційну загрозу для безпеки пацієнтів, оскільки безпосередньо впливає на якість прийняття клінічних рішень та результативність медичних втручань. У багатьох системах охорони здоров'я реабілітаційні заходи є інтегрованим компонентом підтримки медичного персоналу, водночас суттєво впливаючи на запобігання професійним помилкам. Попри складність точного кількісного визначення людської вартості неефективної медичної допомоги, за оцінками, щорічно в Англії до 12 000 летальних випадків є наслідком медичних помилок. Зниження продуктивності лікаря може виникати на будь-якому етапі кар'єрного шляху та бути зумовлене багатьма чинниками — від недостатніх знань або практичних навичок до змін у професійній поведінці. Однією з ключових причин такої динаміки все частіше визнається емоційне вигорання, що порушує психоемоційний баланс, знижує здатність до саморегуляції та зменшує якість прийняття клінічних рішень [36].

У дослідженні D. Lu (2015) було проведено оцінку рівня професійного вигорання серед лікарів невідкладної допомоги та лікарів-резидентів, з подальшим аналізом його зв'язку з якістю надання допомоги пацієнтам. Встановлено, що фахівці з невідкладної медицини демонструють один із найвищих рівнів вигорання серед усіх лікарських спеціальностей. Поширеність синдрому серед лікарів-резидентів сягала 57,1 %, при цьому суттєвої різниці між резидентами та лікарями-ординаторами не виявлено. Резиденти частіше повідомляли про наявність симптомів депресії (47,8 проти 18,5 %) та нижчу якість життя, однак рівень задоволення кар'єрою залишався приблизно однаковим (85,2

проти 87,0 %). Вигорання також виявилось пов'язаним із підвищеною частотою позитивного скринінгу на депресію (38,6 проти 12,1 %) та нижчим рівнем професійного задоволення (77,3 проти 97,0 %). Отримані результати вказують на тісний зв'язок між емоційним виснаженням і порушенням клінічної ефективності, що підкреслює необхідність впровадження системних стратегій профілактики вигорання у сфері екстреної медичної допомоги [37, с. 999].

Під час вивчення зв'язку між професійним вигоранням, поведінкою медичних сестер щодо гарантування безпеки пацієнтів та рівнем їхньої професійної компетентності у сфері безпеки F. Ma (2025) ідентифіковано три латентні профілі вигорання: тип зі стабільним характером та високими досягненнями — 70,3 % (відносна стійкість до вигорання та кращі результати з безпеки пацієнтів), тип із високою ефективністю та суперечливістю — 6,6 % (висока професійна активність, проте емоційні коливання та схильність до періодичного емоційного виснаження), адаптивний тип із високим тиском — 23,1 % (суттєве емоційне навантаження та нижчі показники безпечної поведінки). Надмірна тривалість робочого часу, відсутність системного навчання з питань безпеки та високе емоційне навантаження є ключовими детермінантами вигорання. Водночас компетентність у сфері безпеки пацієнтів впливала на вигорання і поведінку, спрямовану на організацію безпечної практики. Тобто медсестри з вищим рівнем професійної компетентності навіть за умов вигорання демонстрували відносно кращі результати у сфері регулювання безпеки пацієнтів. Результати вказують, що для зниження рівня професійного вигорання необхідно впроваджувати персоналізовані інтервенції, які мають враховувати специфіку клінічної практики, посади, а також рівень доходу. Також рекомендовано розробку гнучких графіків роботи, цільових навчальних програм з безпеки та адміністративну підтримку, спрямовану на створення стійкого професійного середовища [38].

Науковець K. Bauernhofer (2018) досліджував особливості перебігу проявів вигорання серед пацієнтів, які проходили реабілітаційні програми в спеціалізованих психосоматичних клініках в Австрії. Аналізуючи баланс між стресом і відновленням у трудовому контексті, автор виокремив три підтипи клінічного вигорання: виснажений, виснажено-цинічний та повне вигорання. Виявилось, що останні два підтипи мали вираженіші прояви депресивних симптомів і гірші показники відновлення та ресурсного балансу порівняно з першим підтипом. При цьому пацієнти з повним вигоранням демонстрували більш виражені ознаки депресії, ніж ті, що належали до виснажено-цинічного підтипу. Результати свідчать про наявність різних клінічних форм вигорання, які можуть відображати різні стадії розвитку цього синдрому [39, с. 10].

У дослідженні J. Tsai (2020) розглядається вплив професійного вигорання та задоволеності роботою на моральний стан медичного персоналу спеціалізованих дитячих закладів, що працює з дітьми з розладами спек-

тра аутизму в Курдистанському регіоні Іраку. З огляду на обмеженість даних щодо психологічних аспектів праці медиків у країнах із низьким і середнім рівнем доходу ця розвідка заповнює важливу прогалину в наукових дослідженнях. Встановлено значущі зв'язки між рівнем вигорання та задоволеністю роботою медичних фахівців, зокрема, виявлено негативну кореляцію між емоційним виснаженням, деперсоналізацією та рівнем професійного задоволення, що характеризує взаємозалежність цих чинників. Отримані результати вказують на те, що, попри наявність стресових чинників у професійному середовищі, персонал демонструє загалом позитивне ставлення до своєї діяльності. Це може бути зумовлено внутрішньою мотивацією та професійним вибором [40, с. 296].

Профілактичні рекомендації згідно з проведеним метааналізом

Вигорання є наслідком структурних і організаційних дисфункцій, його подолання вимагає системного підходу. Незважаючи на те, що індивідуальні психотерапевтичні інтервенції можуть бути корисними, пріоритетним є впровадження стратегічних змін на рівні медичних установ, які включають оптимізацію умов праці, зменшення надмірного навантаження, підтримку професійного розвитку, створення безпечного робочого середовища та формування інституційної культури, орієнтованої на збереження психічного здоров'я працівників.

М. Korhonen (2023) здійснив дискурсивне аналітичне дослідження, присвячене тому, як медичні працівники у Фінляндії конструюють вигорання як форму психічного дистресу в контексті реабілітаційних програм. Цей процес розглядається як нечітке поняття, що потребує уточнення залежно від ситуації. У межах аналізу, який базувався на даних з реабілітаційних курсів, було виокремлено п'ять дискурсів: психологічний, еволюційний, біомедичний, здорового способу життя та благополуччя. Особи з вигоранням у цих дискурсах описувалися як «надмірно відповідальні працівники», «хороші дівчата», «примітивні люди», «самовідповідальні реабілітанти» або «працівники зі спеціальними правами». Автор підкреслює, що акцент на індивідуальній відповідальності у подоланні вигорання є проблематичним, і пропонує гібридний підхід, який враховує як особисті, так і організаційні чинники [41, с. 798].

С. Rooman (2022) зосередив дослідження на процесі повернення до роботи після епізоду професійного вигорання, що залишається недостатньо вивченим аспектом порівняно з детермінантами виникнення та процесами реабілітації. Дослідження виявило, що позитивну роль у процесі реінтеграції відіграють зміна роботодавця та підтримка з боку керівника, тоді як залишкові симптоми вигорання, особистісні чинники (зокрема, невротизм) та стресові обставини (наприклад, сімейні труднощі) негативно впливають на якість повернення до професійної діяльності. Оптимізація реінтеграційного процесу має враховувати не

лише тривалість лікарняного, а й суб'єктивний досвід працівників щодо якості повернення. Фахівцям з реабілітації рекомендовано сприяти завчасній підготовці клієнтів до повернення, розглядати варіант переходу до нового роботодавця в разі неможливості ефективного функціонування на попередньому робочому місці, а також забезпечувати достатній рівень соціальної підтримки [42, с. 7110].

Для зниження рівня професійного вигорання серед лікарів і медсестер було проаналізовано наукові розвідки щодо оцінки вигорання та застосовування стандартизованих інструментів: втручання індивідуального характеру (емоційна регуляція, уважність, техніки релаксації, тренінги зі стрес-менеджменту), організаційного рівня (оптимізація графіків, групова підтримка, командна робота) та комбіновані підходи, що поєднували індивідуальні та структурні заходи. Результати свідчать, що вигорання є складним феноменом, який потребує багаторівневої та міждисциплінарної відповіді. Дослідження надає корисні орієнтири для розробників політики та управлінців у сфері охорони здоров'я щодо впровадження ефективних і досяжних стратегій для профілактики та подолання вигорання медичних працівників, з акцентом на підтримку їхнього психоемоційного благополуччя та безпеки пацієнтів [43, с. 3].

Метааналіз оцінки ефективності індивідуальних та організаційних стратегій, спрямованих на зниження рівня професійного вигорання серед лікарів, проведений D. Simone (2019), показав, що втручання, які фокусуються на окремій особі, на організаційному рівні є більш результативними, і визначив практичні рекомендації для управлінців у сфері охорони здоров'я щодо покращення умов праці медичних працівників різних спеціальностей та рівнів підготовки. Загалом втручання сприяли зниженню симптомів вигорання, при цьому організаційні стратегії мали більш виражений позитивний вплив порівняно з індивідуальними методами, такими як саморегуляція, навчання технік стрес-менеджменту або робота з психоемоційним станом. Організаційні втручання виявилися більш ефективними у зменшенні проявів деперсоналізації та підвищенні відчуття професійного досягнення. Науковці наголошують на тому, що найкращі результати в профілактиці та зменшенні вигорання серед лікарів дають саме структурні зміни в організаційному середовищі. Вони можуть включати зменшення адміністративного навантаження, покращення умов праці, створення оптимального мікроклімату та впровадження гнучких управлінських підходів [44, с. 890].

У дослідженні M. Sauvain-Sabé (2023) проаналізовано посередницький вплив афективного досвіду та копінг-стратегій на взаємозв'язок між усвідомленістю та синдромом емоційного вигорання медичних працівників у Франції. Отримані результати вказують, що високий рівень усвідомленості виконує захисну функцію щодо професійного вигорання, знижуючи ризики емоційного виснаження та деперсоналізації. Встанов-

лено, що афективні реакції та стратегії подолання відіграють роль медіаторів у зв'язку між усвідомленістю та емоційним виснаженням. Зокрема, низький рівень усвідомленості асоціювався з вищим рівнем негативних афектів і переважанням емоційно орієнтованих копінг-стратегій. Навпаки, учасники з більшою схильністю до усвідомленості демонстрували тенденцію до використання проблемно орієнтованих стратегій, що сприяло збереженню високого рівня особистих досягнень. З огляду на результати доцільним є впровадження програм з розвитку усвідомленості як засобу профілактики професійного вигорання та підтримки психоемоційного благополуччя медичних працівників [45, с. 37].

У межах дослідження, присвяченого орієнтаціям на благополуччя, було проаналізовано мотиваційні установки щодо діяльності та їхній зв'язок із психологічним функціонуванням. Основною метою було визначення трифакторної моделі НЕМА-R у вивченні зв'язків між різними типами орієнтації на благополуччя (насолада, релаксація, евдемонія) й низкою показників позитивного досвіду (процвітання, задоволеність життям), негативного досвіду (депресія, тривога, стрес) та диспозиційних стратегій подолання. Аналіз підтвердив важливість психологічної орієнтації, що включає прагнення до евдемонії — стану щастя, процвітання та змістовного життя. Така орієнтація охоплює також задоволення та релаксацію як складники добробуту. Орієнтація на задоволення виявилася позитивно пов'язаною з рівнем позитивного афекту та негативно — з проявами психологічного дистресу. Натомість евдемонічна орієнтація корелювала з високим рівнем суб'єктивного благополуччя та використанням адаптивних копінг-стратегій. Натомість орієнтація на релаксацію асоціювалася із уникненням стресових ситуацій та пасивними стратегіями подолання. Науковці підкреслюють важливість розрізнення евдемонічної мотивації, орієнтованої на реалізацію особистісного потенціалу, та двох аспектів гедонічної мотивації — «гонити за задоволенням» і «уникнення болю», що реалізується через релаксацію. Дослідження вказують на прогностичне значення цих орієнтацій для розуміння індивідуальних відмінностей у формуванні благополуччя та стратегіях реагування на життєві виклики [46, с. 12].

Висновки

1. Значний вплив на функціонування системи охорони здоров'я має синдром емоційного вигорання, деперсоналізації медичних працівників мультидисциплінарних команд при наданні медичних послуг, який є складною системою психосоціальних чинників: робочого середовища, інтенсивного клінічного навантаження, обмеження часу, суперечливих вимог, низького рівня автономії, складних стосунків або нестачі підтримки адміністрацією, браку клінічного досвіду, медичної підготовки, віку, сімейного стану, нестабільності, підвищеної тривожності у міжособистісних сто-

сунках, досвіду психологічних чи матеріальних труднощів у дитинстві, що призводить до збільшення рівня незадоволеності пацієнтів, розвитку психоемоційних розладів, когнітивних порушень, зокрема симптомів тривоги, депресії, психічних захворювань.

2. Для зменшення рівня професійного вигорання та підвищення якості медичних послуг, забезпечення стійкості кадрового потенціалу та підтримки морально-психологічного клімату в закладах охорони здоров'я необхідним є розроблення та впровадження системного підходу (з використанням індивідуальних психотерапевтичних інтервенцій — емоційної регуляції, технік релаксації, тренінгів зі стрес-менеджменту, копінг-стратегій), структурованих програм з оптимальним комплексом стратегій на рівні установ охорони здоров'я.

3. Позитивним складником профілактики професійного вигорання є зменшення адміністративного навантаження, оптимізація умов праці, створення комфортного психологічного мікроклімату та впровадження гнучких управлінських підходів.

Перспективи подальших досліджень: спрямовані на продовження дослідження причин та наслідків емоційного вигорання медичних працівників сфери охорони здоров'я та розроблення профілактичних заходів.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів та власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

Інформація про фінансування. Ця робота проведена без зовнішнього фінансування.

Доступність даних. Набори даних, використані та/або проаналізовані під час поточного метааналізу, відкриті відповідним автором за розумним запитом.

Внесок авторів. Чорна В.В. — концепція та дизайн роботи, збір та аналіз даних, відповідальність за статистичний аналіз, написання статті, критичний огляд, остаточне затвердження статті; Коломієць В.В. — збір та аналіз даних, відповідальність; Коцур Л.Д. — концепція та дизайн роботи, критичний огляд, остаточне затвердження статті; Хлестова С.С. — концепція та дизайн роботи, критичний огляд, остаточне затвердження статті; Лотоцька Л.Б. — відповідальність за статистичний аналіз, критичний огляд, остаточне затвердження статті; Божицька О.М. — концепція та дизайн роботи, збір та аналіз даних; Аристенко А.А. — концепція та дизайн роботи, критичний огляд, остаточне затвердження статті.

Список літератури

1. Office of the Surgeon General (OSG). *Addressing Health Worker Burnout: The U.S. Surgeon General's Advisory on Building a Thriving HealthWorkforce*. Washington (DC): US Department of Health and Human Services. 2022;10.1136/bmj.o2157.
2. Weigl M. Physician burnout undermines safe healthcare. *BMJ*. 2022;378:o2157. DOI: <https://doi.org/10.1136/bmj.o2157>.
3. Chorna V.V., Makhniuk V.M., Pshuk N.G., Gume- niuk N., Shevchuk Y., Khliestova S. Burnout in mental health

professionals and the measures to prevent it. *Georgian medical al news*. 2021;1(310):113-118. https://geomednews.com/Articles/2023/3_2023/17-21.pdf

4. Hodkinson A., Zhou A., Johnson J., Geraghty K., Riley R., Panagopoulou E., et al. Associations of physician burnout with career engagement and quality of patient care: systematic review and meta-analysis. *BMJ*. 2022;378:e070442. DOI: <https://doi.org/10.1136/bmj-2022-070442>.

5. Bridgeman P.J., Bridgeman M.B., Barone J. Burnout syndrome among healthcare professionals. *Am J Health Syst Pharm*. 2018;75(3):147-152. DOI: <https://doi.org/10.2146/ajhp170460>

6. Chorna V.V., Makhnyuk V.M., Mohyl'ny S.M., Khlestova S.S., Podolyan V.M., Furman L.B., Larchenko I.V. The state of professional stress of medical workers, countermeasures and its overcoming. *Environment and Health*. 2022;2(103):53-62. DOI: <https://doi.org/10.32402/dovkil2022.02.053> [In Ukrainian].

7. Panagioti M., Panagopoulou E., Bower P., Lewith G., Kontopantelis E., Chew-Graham C., et al. Controlled Interventions to Reduce Burnout in Physicians: A Systematic Review and Meta-analysis. *JAMA Intern Med*. 2017;177(2):195-205. DOI: <https://doi.org/10.1001/jamainternmed.2016.7674>.

8. Heinemann L.V., Heinemann T. Burnout Research: Emergence and Investigation of a Contested Diagnosis. *Sage Open*. 2017;7(1). DOI: <https://doi.org/10.1177/2158244017697154>.

9. Dyrbye L., Shanafelt T. A narrative review on burnout experienced by medical students and residents. *Med Educ*. 2016;50(1):132-149. DOI: <https://doi.org/10.1111/medu.12927>.

10. Bateman E.A., Viana R. Burnout among specialists and trainees in physical medicine and rehabilitation: A systematic review. *J Rehabil Med*. 2019;16,51(11):869-874.

11. Park E.Y. Meta-Analysis of Factors Associated with Occupational Therapist Burnout. *Occup Ther Int*. 2021;2021:1226841. DOI: <https://doi.org/10.1155/2021/1226841>.

12. Bruschini M., Carli A., Burla F. Burnout and work-related stress in Italian rehabilitation professionals: A comparison of physiotherapists, speech therapists and occupational therapists. *Work*. 2018;59(1):121-129. DOI: <https://doi.org/10.3233/WOR-172657>.

13. Scanlan J.N., Still M., Radican J., Henkel D., Hefernan T., Farrugia P., et al. Workplace experiences of mental health consumer peer workers in New South Wales, Australia: a survey study exploring job satisfaction, burnout and turnover intention. *BMC Psychiatry*. 2020;20(1):270. DOI: [10.1186/s12888-020-02688-9](https://doi.org/10.1186/s12888-020-02688-9).

14. Kim J.H., Kim A.R., Kim M.G., Kim C.H., Lee K.H., Park D., Hwang J.M. Burnout Syndrome and Work-Related Stress in Physical and Occupational Therapists Working in Different Types of Hospitals: Which Group Is the Most Vulnerable? *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(14):5001. DOI: <https://doi.org/10.3390/ijerph17145001>.

15. Escudero-Escudero A.C., Segura-Fragoso A., Cantero-Garrito P.A. Burnout Syndrome in Occupational Therapists in Spain: Prevalence and Risk Factors. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(9):3164. DOI: <https://doi.org/10.3390/ijerph17093164>.

16. Abaoğlu H., Demirok T., Kayıhan H. Burnout and its relationship with work-related factors among occupational therapists working in public sector in Turkey. *Scand J Occup Ther*.

2021;28(4):294-303. DOI: <https://doi.org/10.1080/11038128.2020.1735513>.

17. Delos Reyes R.C. Burnout among Filipino occupational therapists: a mixed methods analysis. *The Open Journal of Occupational Therapy*. 2018;6(4):1-13. DOI: <https://doi.org/10.15453/2168-6408.1469>.

18. Reis H., Vale C., Camacho C., Estrela C., Dixe M. Burnout among Occupational Therapists in Portugal: A Study of Specific Factors. *Occup Ther Health Care*. 2018;32(3):275-289. DOI: <https://doi.org/10.1080/07380577.2018.1497244>.

19. Brown C.A., Pashniak L.M. Psychological health and occupational therapists: Burnout, engagement and work addiction. *Work*. 2018;60(4):513-525. DOI: <https://doi.org/10.3233/WOR-182759>.

20. Scanlan J.N., Hazelton T. Relationships between job satisfaction, burnout, professional identity and meaningfulness of work activities for occupational therapists working in mental health. *Aust Occup Ther J*. 2019;66(5):581-590. DOI: <https://doi.org/10.1111/1440-1630.12596>.

21. Anyfantis I.D., Psychouli P., Varianou-Mikelidou C., Boustras G. Cross-sectional survey on burnout and musculoskeletal disorders in Greek and Cypriot occupational therapists. *Occupational Therapy in Mental Health*. 2020;36(3):291-302. DOI: <https://doi.org/10.1080/0164212X.2020.1779630>.

22. Janus E., Gawalkiewicz P., Bac A. Professional burnout in occupational therapists. *Advances in Rehabilitation*. 2018;32(2):49-56. DOI: <https://doi.org/10.5114/areh.2018.77937>.

23. Lee S.H., Bang Y.S. The effect of emotional labor and burnout on the job attitude of occupational therapists. *The Journal of Korean Society of Occupational Therapy*. 2015;23(1):95-108. DOI: <https://doi.org/10.14519/jksot.2015.23.1.08>.

24. Ashby S., Watkins K., Wales K. An Investigation of the Professional Resilience Strategies Used by Experienced Occupational Therapists. *OTJR (Thorofare N J)*. 2025;45(1):131-139. DOI: <https://doi.org/10.1177/15394492241237740>.

25. De Witt P., Bruce M., Botha M., Franzsen D. Early Career South African Occupational Therapists' Perceptions of Person-Environment Fit in Work-Life Areas That Influence Work Stress. *Occup Ther Int*. 2024;3189429. DOI: <https://doi.org/10.1155/2024/3189429>.

26. Kotera Y., Maxwell-Jones R., Edwards M., Knutton N. Burnout in Professional Psychotherapists: Relationships with Self-Compassion, Work-Life Balance, and Telepressure. *Int J Environ Res Public Health*. 2021;18(10):5308. DOI: <https://doi.org/10.3390/ijerph18105308>.

27. Simionato G.K., Simpson S. Personal risk factors associated with burnout among psychotherapists: A systematic review of the literature. *Journal of Clinical Psychology*. 2018;74(9):1431-1456. DOI: <https://doi.org/10.1002/jclp.22615>.

28. Tragantzopoulou P., Giannouli V., Filippou A., Demirtzidou M. Burnout and Coping Strategies in Integrative Psychotherapists: Findings from Qualitative Interviews. *Healthcare (Basel)*. 2024;12(18):1820. DOI: <https://doi.org/10.3390/healthcare12181820>.

29. Heinonen E., Orlinsky E., Willutzki U., Rønnestad H., Schröder T., et al. Psychotherapist Trainees' Quality of Life: Patterns and Correlates. *Front Psychol*. 2022;13:864691. DOI: <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2022.864691>.

30. Salyers M.P., Bonfils K.A., Luther L., Firmin R.L., White D.A., Adams E.L., Rollins A.L. The Relationship Between Professional Burnout and Quality and Safety in Healthcare: A Meta-Analysis. *J Gen Intern Med.* 2017;32(4):475-482. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11606-016-3886-9>.
31. Dewa C., Loong D., Bonato S., Trojanowski L. The relationship between physician burnout and quality of healthcare in terms of safety and acceptability: a systematic review. *BMJ Open.* 2017;7(6):e015141.
32. Hall L.H., Johnson J., Watt I., Tsipa A., O'Connor D.B. Healthcare Staff Wellbeing, Burnout, and Patient Safety: A Systematic Review. *Plos One.* 2016;11(7):e0159015.
33. Panagioti M., Geraghty K., Johnson J., Zhou A., Panagopoulou E., Chew-Graham C., et al. Association Between Physician Burnout and Patient Safety, Professionalism, and Patient Satisfaction: A Systematic Review and Meta-analysis. *JAMA Intern Med.* 2018;178(10):1317-1330.
34. Tawfik D.S., Scheid A., Profit J., Shanafelt T., Trocchel M., Adair K.C., et al. Evidence Relating Health Care Provider Burnout and Quality of Care: A Systematic Review and Meta-analysis. *Ann Intern Med.* 2019;171(8):555-567. DOI: <https://doi.org/10.7326/M19-1152>.
35. Li L.Z., Yang P., Singer S.J., Pfeffer J., Mathur M.B., Shanafelt T. Nurse Burnout and Patient Safety, Satisfaction, and Quality of Care: A Systematic Review and Meta-Analysis. *JAMA Netw Open.* 2024;7(11):e2443059. DOI: <https://doi.org/10.1001/jamanetworkopen.2024.43059>.
36. Price T., Brennan N., Cleland J., Prescott-Clements L., Wanner A., Withers L., et al. Remediating doctors' performance to restore patient safety: a realist review protocol. *BMJ Open.* 2018;8(10):e025943. DOI: <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2018-025943>.
37. Lu D., Dresden S., McCloskey C., Branzetti J., Gison-di M.A. Impact of Burnout on Self-Reported Patient Care Among Emergency Physicians. *West J Emerg Med.* 2015;16(7):996-1001. DOI: <https://doi.org/10.5811/westjem.2015.9.27945>.
38. Ma F., Zhu Y., Liu L., Chen H., Liu Y., Zhang F. Assessing the Impact of Burnout on Nurse Safety Behaviors and Patient Safety Competence: A Latent Profile Analysis Study. *J Nurs Manag.* 2025;3793927. DOI: <https://doi.org/10.1155/jonm/3793927>.
39. Bauernhofer K., Bassa D., Canazei M., Jiménez P., Paechter M., Papousek I., et al. Subtypes in clinical burnout patients enrolled in an employee rehabilitation program: differences in burnout profiles, depression, and recovery/resources-stress balance. *BMC Psychiatry.* 2018;18:10. DOI: <https://doi.org/10.1186/s12888-018-1589-y>.
40. Tsai J., Jones N., Klee A. Job Burnout Among Mental Health Staff at a Veterans Affairs Psychosocial Rehabilitation Center. *Community Ment Health J.* 2020;56:294-297. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10597-019-00487-5>.
41. Korhonen M., Komulainen K. Individualizing the burnout problem: Health professionals' discourses of burnout and recovery in the context of rehabilitation. *Health.* 2023;27(5):789-809.
42. Rooman C., Sterkens P., Schelfhout S., Van Royen A., Baert S., Deros E. Successful return to work after burnout: an evaluation of job, person- and private-related burnout determinants as determinants of return-to-work quality after sick leave for burnout. *Disabil Rehabil.* 2022;44(23):7106-7115.
43. Zhang X.J. et al. Interventions to reduce burnout of physicians and nurses: An overview of systematic reviews and meta-analyses. *Medicine (Baltimore).* 2020;99(26):20992.
44. De Simone S., Vargas M., Servillo G. Organizational strategies to reduce physician burnout: a systematic review and meta-analysis. *Aging Clin Exp Res.* 2021;33(4):883-894. DOI: <https://doi.org/10.1007/s40520-019-01368-3>.
45. Sauvain-Sabé M., Congard A., Kop J.L., Weismann-Arcache C., Villieux A. The mediating roles of affect and coping strategy in the relationship between trait mindfulness and burnout among French healthcare professionals. *Canadian Journal of Behavioural Science.* 2023;55(1):34-45. DOI: <https://doi.org/10.1037/cbs0000312>.
46. The Different Roles of Hedonic and Eudaimonic Motives for Activities in Predicting Functioning and Well Being Experiences. Available from: <https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/s10902-020-00290-0.pdf>.

Отримано/Received 07.04.2025

Рецензовано/Revised 16.04.2025

Прийнято до друку/Accepted 19.05.2025

Information about authors

Valentyna Chorna, MD, DSc, PhD, Captain of the Medical Service of Reserve, Associate Professor, Department of Disaster Medicine and Military Medicine, Vinnytsia National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine; e-mail: valentyna.chorna65@gmail.com; phone: +380 (67) 919-40-38; <https://orcid.org/0000-0002-9525-0613>

Viktoriia Kolomiets, Student, Department of Disaster Medicine and Military Medicine, Vinnytsia National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine; e-mail: vika1915qw@gmail.com; phone: +380 (68) 024-97-32; <https://orcid.org/0009-0006-2991-6241>

Liudmyla Kotsur, PhD in Medicine, Associate Professor, Department of Propedeutics of Pediatric Diseases with Patient Care, Vinnytsia National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine; e-mail: kotsurlydmila@gmail.com; phone: +380 (67) 561-82-59; <https://orcid.org/0000-0001-6191-5798>

Svitlana Khlietsova, PhD in Pedagogical Sciences, Associate Professor, Acting Head of the Department of Medical Biology, Vinnytsia National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine; e-mail: iana231279@gmail.com; phone: +380 (68) 554-35-94; <https://orcid.org/0000-0001-7888-2427>

Lesia Lototska, PhD in Pedagogical Sciences, Associate Professor, Department of Medical Informatics, Postgraduate Education Faculty, Danylo Halatsky Lviv National Medical University, Lviv, Ukraine; e-mail: lototska@gmail.com; phone: +380 (50) 952-34-88; <https://orcid.org/0000-0002-2690-1793>

Olha Bozhytska, Colonel of the Medical Service, Head of the Department of General Medical Care, Clinic of Outpatient Care, National Military Medical Clinical Center "Main Military Clinical Hospital", Kyiv, Ukraine; e-mail: medvid85@meta.ua, bodesko23@gmail.com; phone: +380 (67) 591-66-65; <https://orcid.org/0009-0001-6955-3813>

Anna Arystenko, Triage Department, Military Unit A0358, National Military Medical Clinical Center "Main Military Clinical Hospital", Kyiv, Ukraine; e-mail: arystenko11@gmail.com; phone: +380 (96) 427-97-98; <https://orcid.org/0009-0008-9627-2727>

Conflicts of interests. Authors declare the absence of any conflicts of interests and own financial interest that might be construed to influence the results or interpretation of the manuscript.

Information about funding. This study received no external funding.

Data availability. The datasets used and/or analysed in the current study are openly available from the corresponding author upon reasonable request.

Authors' contribution. Chorna V.V. — conception and design of the study, data collection and analysis, responsibility for statistical analysis, writing the article, critical review, final approval of the article; Kolomiets V.V. — data collection and analysis, responsibility; Kotsur L.D. — conception and design of the study, critical review, final approval of the article; Khlietsova S.S. — conception and design of the study, critical review, final approval of the article; Lototska L.B. — responsibility for statistical analysis, critical review, final approval of the article; Bozhytska O.M. — conception and design of the study, data collection and analysis; Arystenko A.A. — conception and design of the study, critical review, final approval of the article.

V.V. Chorna¹, V.V. Kolomiets¹, L.D. Kotsur¹, S.S. Khlietova¹, L.B. Lototska², O.M. Bozhytska³, A.A. Arystenko³

¹Vinnytsia National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine

²Danylo Halytsky Lviv National Medical University, Lviv, Ukraine

³National Military Medical Clinical Center "Main Military Clinical Hospital", Kyiv, Ukraine

Emotional burnout of specialists of multidisciplinary teams of healthcare institutions: analysis of foreign experience

Abstract. Background. Professional burnout among healthcare professionals is a serious problem that significantly affects both the efficiency of the medical system and the overall state of mental health in society. A review and meta-analysis conducted by researchers from around the world showed a strong link between burnout syndrome and a decrease in doctors' career motivation, as well as a deterioration in the quality of medical care in almost a quarter of a million healthcare professionals. The purpose: meta-analysis of domestic and foreign scientific sources on emotional burnout among occupational therapists, psychotherapists involved in the work of multidisciplinary teams providing medical care; development of preventive measures against emotional burnout of healthcare professionals. **Materials and methods.** The work was carried out through a systematic review, meta-analysis, content analysis of articles in the Google Scholar, Web of Science, Scopus, PubMed, Science Direct databases. The bibliosemantic method was used in the study. The literature search was carried out using the following keywords: "emotional burnout", "mental health", "patient satisfaction", "occupational therapist burnout", "psychotherapist burnout". This review

includes 47 articles. The depth of the search was from 2015 to 2025.

Results. The syndrome of emotional burnout and depersonalisation among healthcare workers in multidisciplinary teams has a significant impact on the functioning of the healthcare system. It is formed under the influence of a complex set of psychosocial factors, including intense clinical workload, lack of time, conflicting demands, low level of professional autonomy, difficult interpersonal relationships or insufficient support from the administration, lack of clinical experience, specifics of medical training, age, marital status, psychological instability, interpersonal anxiety, and negative childhood experiences (psychological or material hardships). **Conclusions.** The implementation of a systemic approach is a component of both individual psychotherapeutic interventions (emotional regulation, relaxation techniques, stress management training, coping strategies) and structured programmes with an optimal set of institutional strategies adapted to the needs of specific institutions.

Keywords: emotional burnout; mental health; patient satisfaction; burnout of occupational therapists and psychotherapists; preventive measures

УДК 616.718.4-001.58/.59

DOI: <https://doi.org/10.22141/1608-1706.3.26.2025.1018>

Бондаренко С.Є., Філіпенко В.А., Олінкевич Є.В., Марущак О.П., Карпінський М.Ю., Ярьсько О.В.

ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

Дослідження напружено-деформованого стану моделі стегнової кістки з ревізійною ніжкою після розширеної проксимальної остеотомії залежно від варіантів фіксації кісткового клаптя серкляжним дротом

Резюме. Актуальність. Однією з проблем при ревізійному ендопротезуванні кульшового суглоба є видалення стабільного стегнового компонента. Використання серкляжного дроту для фіксації кісткового клаптя після остеотомії має кілька невирішених питань, що стосуються вибору оптимальної кількості рівнів фіксації остеотомованого клаптя, обертів серкляжного дроту та ступеня післяопераційного навантаження на прооперовану нижню кінцівку. **Мета:** провести порівняльний аналіз величин напружень в моделі стегнової кістки з ревізійною ніжкою після розширеної проксимальної остеотомії (extended trochanteric osteotomy, ETO) залежно від варіантів фіксації кісткового клаптя серкляжним дротом. **Матеріали та методи.** Розроблена базова скінченно-елементна модель стегнової кістки з ревізійним ендопротезом. Модель містила стегнову кістку, ревізійний ендопротез, кістковий клапоть. Моделювали три варіанти фіксації кісткового клаптя на одному, двох та трьох рівнях. На кожному рівні накладали по 2 витки серкляжного дроту діаметром 1,5 мм. Модель навантажували розподіленою силою величиною 1100 Н. **Результати.** При фіксації кісткового клаптя на одному рівні максимальні напруження в стегновій кістці визначаються на дистальній частині її діафіза — 48,1 та 43,9 МПа відповідно з медіального та латерального боків. Мінімальний рівень напружень 8,7 МПа визначено в кістковому клапті, що пояснюється наявністю між ним та стегною кісткою міжуламкового регенерату, який виконує демпфуючу функцію. Напруження в ендопротезі мають тенденцію до зростання від 158,8 МПа в шийці до 213,4 МПа на проксимальному кінці ніжки. Максимум рівня напружень 834,1 МПа спостерігається в серкляжному дроті, що в 1,6 раза перевищує межу міцності хірургічної сталі і може стати причиною розриву дроту. Фіксація кісткового клаптя серкляжним дротом на двох рівнях призводить до зниження величин напружень у всіх контрольних точках на стегновій кістці. Зниження величин напружень у 2 рази визначено в серкляжному дроті, що пов'язано з перерозподілом навантажень на дві точки фіксації. Дротова обмотка на третьому рівні практично не відобразилася на розподілі напружень в кісткових елементах моделі. **Висновки.** Фіксація кісткового клаптя на двох та трьох рівнях суттєво не впливає на рівень напружень у стегновій кістці, але дозволяє вдвічі знизити величину напружень в самому дроті, який при однорівневій фіксації може перевищувати межу міцності хірургічної сталі. У разі технічно відсутньої можливості виконання фіксації на декількох рівнях може бути використана однорівнева фіксація за умов використання намотки дроту не менш ніж 4 оберти та навантаження на оперовану кінцівку не більше 50 %. Оптимальним варіантом фіксації кісткового клаптя є дворівнева серкляжна фіксація, яка забезпечує зниження напружень у дроті нижче межі міцності хірургічної

© «Травма» / «Trauma» («Травма»), 2025

© Видавець Заславський О.Ю. / Publisher Zaslavsky O.Yu., 2025

Для кореспонденції: Карпінський Михайло Юрійович, старший науковий співробітник, лабораторія біомеханіки, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України», вул. Григорія Сковороди, 80, м. Харків, 61024, Україна; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; тел.: +380 (67) 571-48-63

For correspondence: Mykhailo Yu. Karpinsky, Senior Research Fellow, Biomechanics Laboratory, Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMSU, Hryhoriya Skovorody st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; phone: +380 (67) 571-48-63

Full list of authors' information is available at the end of the article.

сталі. Трирівнева фіксація забезпечує ще більше зниження напружень у дроті до 326,2 МПа, але різниця порівняно з дворівневою фіксацією не є настільки суттєвою, щоб виправдати додаткову травматизацію тканин та подовження часу операції. Обмеження навантаження на оперовану кінцівку до 50 % дозволяє знизити напруження в серкляжному дроті нижче критичних значень навіть при однорівневій фіксації, що може бути рекомендовано для раннього післяопераційного періоду до формування достатньо міцного міжуламкового регенерату.

Ключові слова: кульшовий суглоб; ревізійне ендопротезування; розширена проксимальна остеотомія

Вступ

Тотальне ендопротезування кульшового суглоба сьогодні є однією з найуспішніших операцій в медицині. Однак з розширенням показань до ендопротезування кульшового суглоба зростає і потреба у ревізійних операціях. Прогнозується, що частота ревізійного тотального ендопротезування (гТНА) кульшового суглоба значно зросте в найближчі десятиліття. У Сполучених Штатах Америки кількість процедур гТНА зростає на 42 % до 2040 року і на 101 % до 2060 року, що зумовлено старінням населення та успіхом первинного ендопротезування кульшового суглоба [1]. Аналогічно в Німеччині очікується збільшення кількості ревізійних процедур на 40 % до 2060 року [2].

Однією з проблем при ревізійному ендопротезуванні кульшового суглоба є видалення стабільного стегнового компонента, адже зазвичай він добре фіксований у кістці. Коли традиційні методи вилучення стабільного стегнового компонента ендопротеза не спрацьовують, хірург вимушений переходити до більш травматичного методу, яким є розширена проксимальна остеотомія стегнової кістки (extended proximal femoral osteotomy, extended trochanteric osteotomy, ЕТО) [3].

Фіксація кісткового клаптя після остеотомії має вирішальне значення для досягнення успішних результатів, і для цього використовуються різні методи, як-от дроти, кабелі та пластини. З огляду на низьку вартість серкляжного дроту та високі (82 %) показники консолідації остеотомованого клаптя, фіксованого серкляжем, його використання більш поширене порівняно з іншими методами [4]. Також слід зазначити, що використання серкляжного дроту при двохетапній ревізії кульшового суглоба у разі перипротезної інфекції не впливає на частоту ускладнень та загоєння зони остеотомії [5].

Ми можемо припустити, що вибір неоптимальної кількості рівнів фіксації остеотомованого клаптя,

обертів серкляжного дроту та ступеня післяопераційного навантаження на прооперовану нижню кінцівку підвищить ризик післяопераційних ускладнень.

Мета: провести порівняльний аналіз величин напружень в моделі стегнової кістки з ревізійною ніжкою після розширеної проксимальної остеотомії залежно від варіантів фіксації кісткового клаптя серкляжним дротом.

Матеріали та методи

У лабораторії біомеханіки була розроблена базова скінченно-елементна модель стегнової кістки з ревізійним ендопротезом, встановленим після повздовжньої остеотомії для видалення первинного ендопротеза. Модель містила такі елементи: стегнову кістку, ревізійний ендопротез, кістковий клапоть. Між кістковим клаптем та стегною кісткою моделювали прошарок міжуламкового регенерату. Базова модель наведена на рис. 1.

На базовій моделі моделювали три варіанти фіксації кісткового клаптя на одному, двох та трьох рівнях (рис. 2). На кожному рівні накладали по 2 витки серкляжного дроту діаметром 1,5 мм.

Механічні властивості біологічних тканин (кортикальна та губчаста кістка, хрящ) для математичного моделювання обрано за даними [6–10]. Матеріал елементів ендопротеза — титан. Матеріал пари тертя ендопротеза — поліетилен. Механічні характеристики штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури [11, 12]. Механічні характеристики матеріалів наведені в табл. 1.

Модель навантажували вагою тіла при одноопорному стоянні, для чого до головки стегнової кістки прикладали розподілену силу величиною 1100 Н, а до великого вертлюга — силу дії абдукторів стегна величиною 468 Н [13]. Опорна поверхня стопи моделі мала жорстке закріплення. Схема навантаження моделей наведена на рис. 3.

Таблиця 1. Механічні характеристики матеріалів, що використовували при моделюванні

Матеріал	Модуль Юнга (Е), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν	Межа міцності, МПа
Кортикальна кістка	18 350	0,29	150
Губчаста кістка	330	0,30	70
Міжуламковий регенерат	1,0	0,45	
Хірургічна сталь AISI 316L	200 000	0,30	505
Титан	40 000	0,36	1100

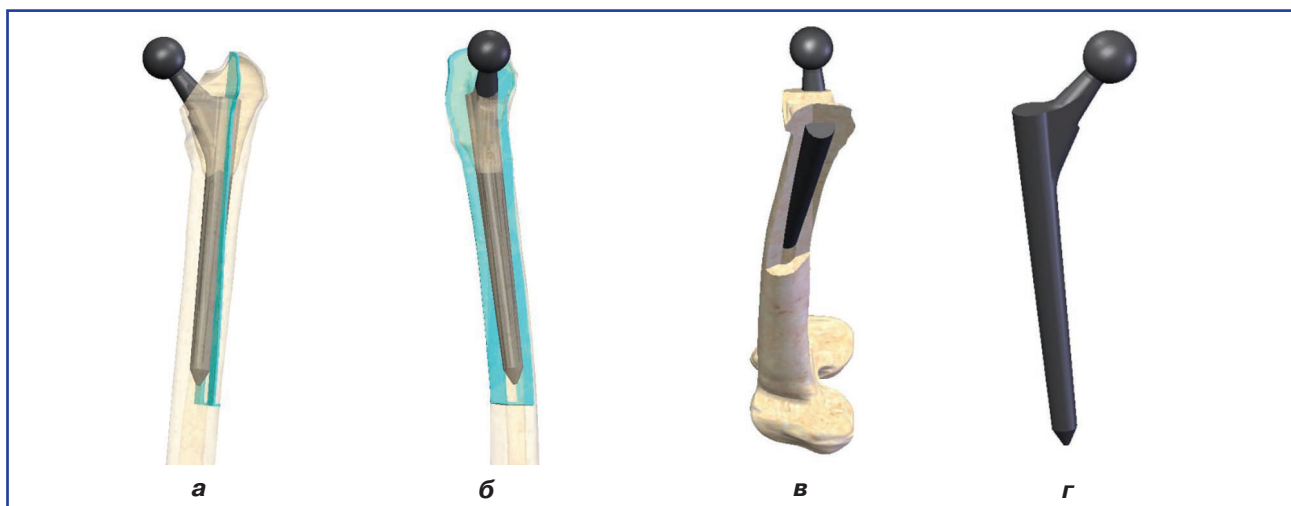


Рисунок 1. Модель стегнової кістки з ревізійним ендопротезом після повздовжньої остеотомії: а — вигляд спереду; б — вигляд з медіального боку; в — вигляд з латерального боку без кісткового клаптя; г — ендопротез

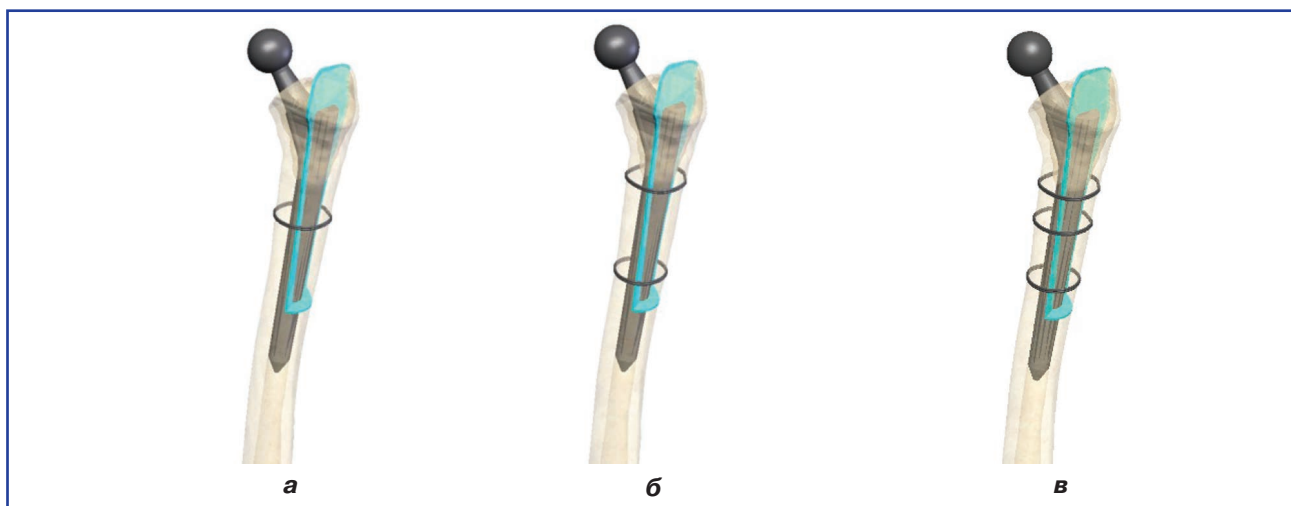


Рисунок 2. Варіанти фіксації кісткового клаптя серкляжним дротом: а — на одному рівні; б — на двох рівнях; в — на трьох рівнях



Рисунок 3. Схема навантаження моделі



Рисунок 4. Схема розташування контрольних точок: а — зовні; б — всередині

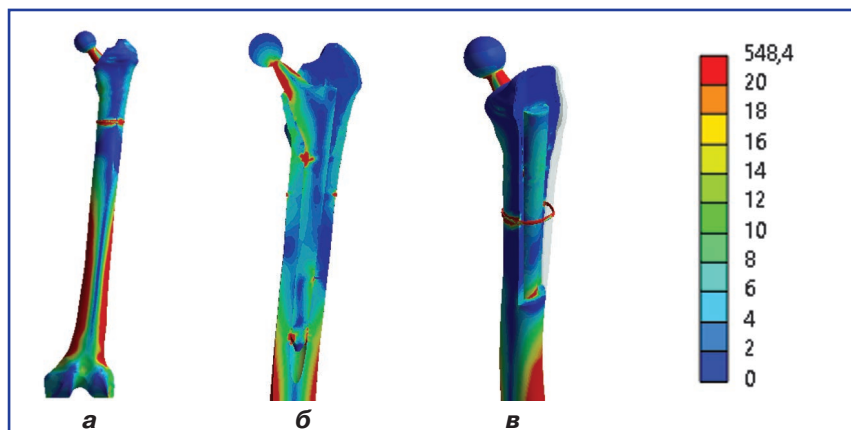


Рисунок 5. Розподіл напружень у моделі з фіксацією кісткового клаптя серкляжним дротом на одному рівні: а — вигляд у фронтальній площині; б — вигляд в перетині; в — вигляд без кісткового клаптя

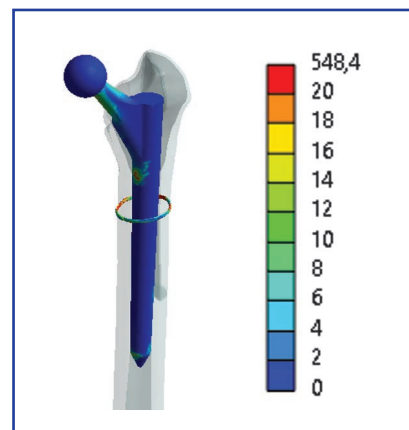


Рисунок 6. Розподіл напружень в ендопротезі при фіксації кісткового клаптя серкляжним дротом на одному рівні

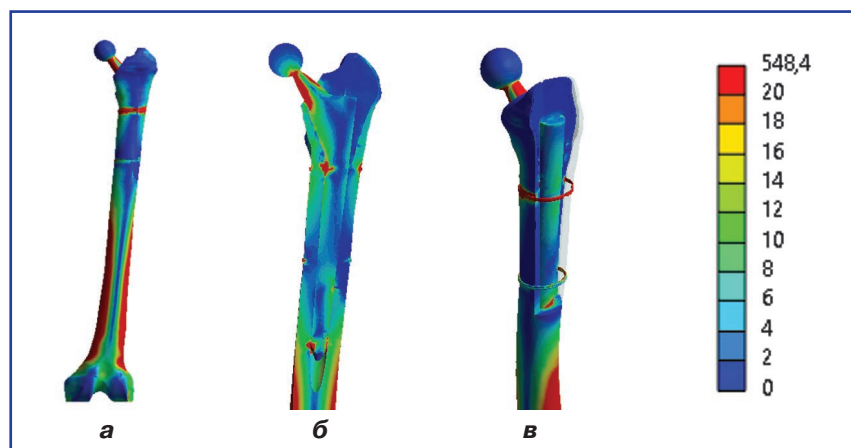


Рисунок 7. Розподіл напружень у моделі з фіксацією кісткового клаптя серкляжним дротом на двох рівнях: а — вигляд у фронтальній площині; б — вигляд в перетині; в — вигляд без кісткового клаптя

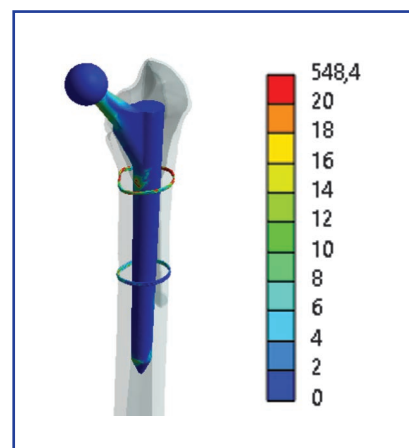


Рисунок 8. Розподіл напружень в ендопротезі при фіксації кісткового клаптя серкляжним дротом на двох рівнях

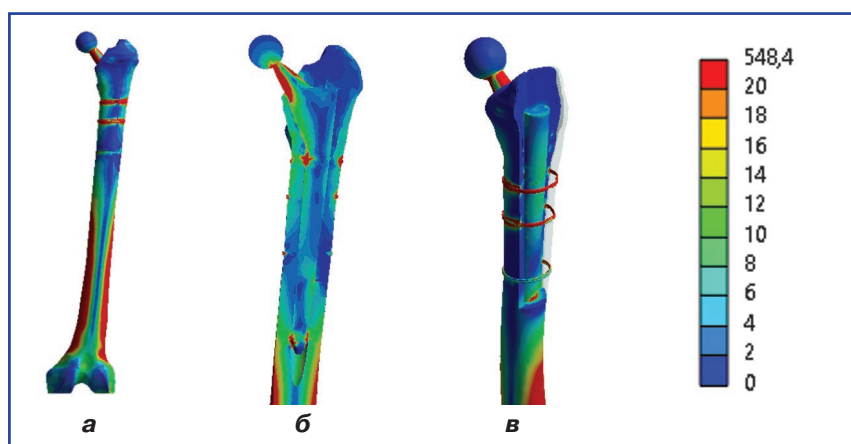


Рисунок 9. Розподіл напружень в моделі з фіксацією кісткового клаптя серкляжним дротом на трьох рівнях: а — вигляд у фронтальній площині; б — вигляд в перетині; в — вигляд без кісткового клаптя

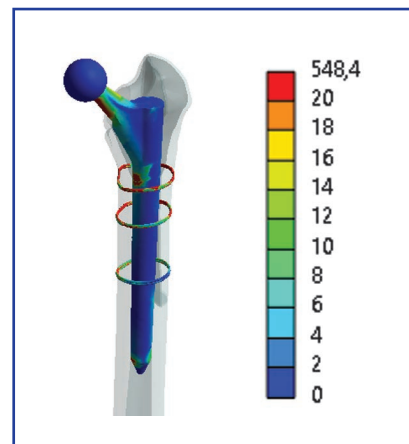


Рисунок 10. Розподіл напружень в ендопротезі при фіксації кісткового клаптя серкляжним дротом на трьох рівнях

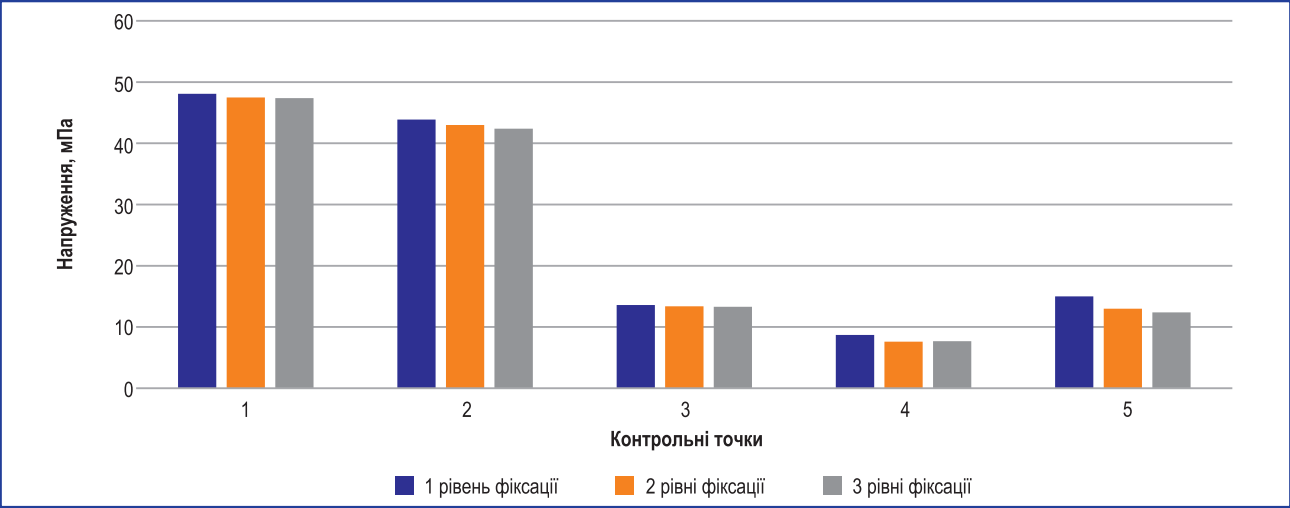


Рисунок 11. Діаграма величини напружень в кісткових елементах моделей стегнової кістки з ревізійним ендопротезом після повздовжньої остеотомії при різних варіантах фіксації кісткового клаптя

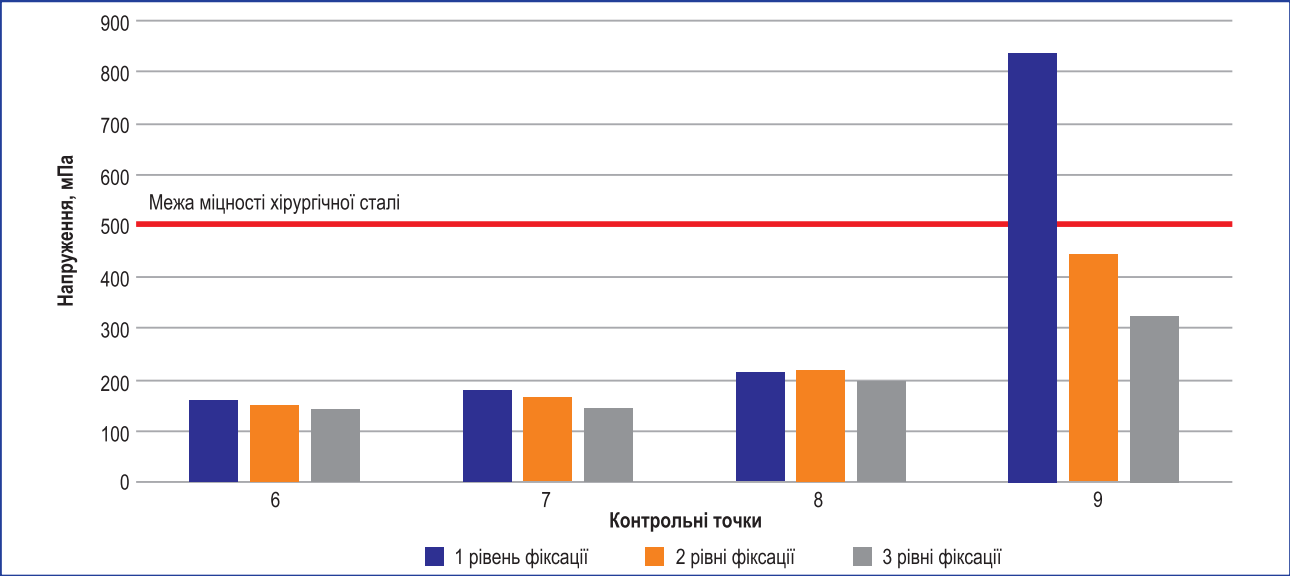


Рисунок 12. Діаграма величини напружень у металевих елементах моделей стегнової кістки з ревізійним ендопротезом після повздовжньої остеотомії при різних варіантах фіксації кісткового клаптя

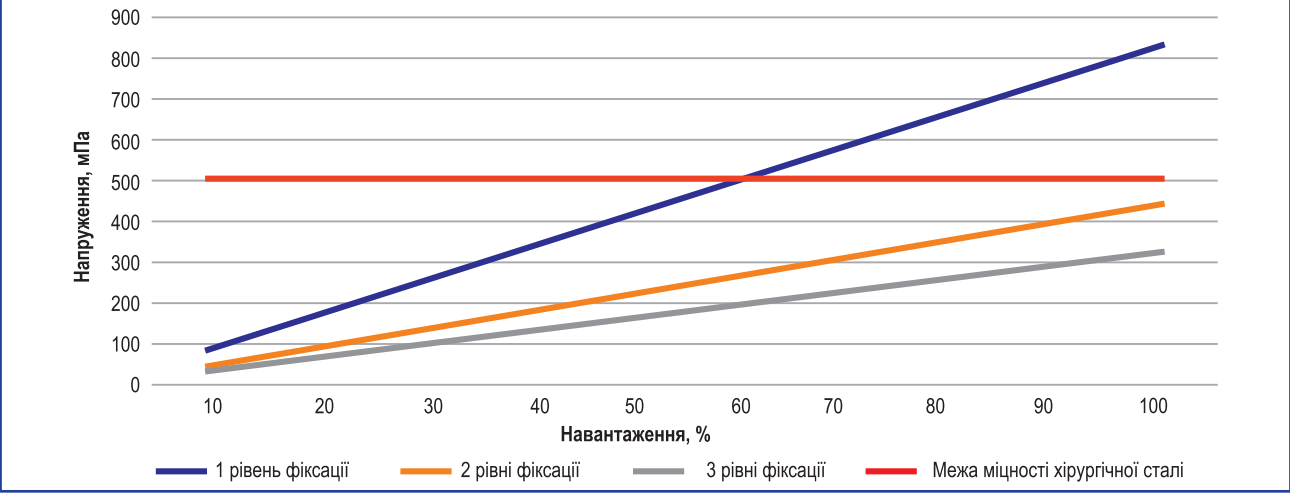


Рисунок 13. Графік залежності величини напружень у дроті від навантаження на оперовану кінцівку

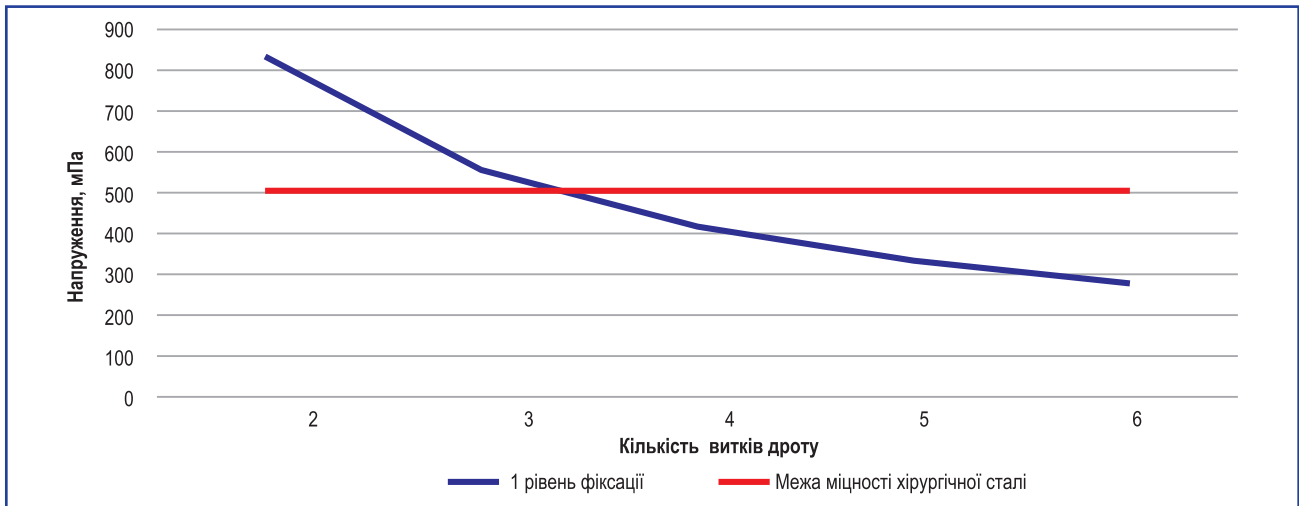


Рисунок 14. Графік залежності величини напружень у дроті від кількості його витків при однорівневій фіксації

Для порівняння величин напружень в моделях було обрано контрольні точки, в яких виконували заміри. Схема розташування контрольних точок наведена на рис. 4.

Реєстрували максимальний рівень напружень у кісткових елементах та на металевих конструкціях. Побудову моделі здійснювали в програмі SolidWorks [14]. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували з використанням програми ANSYS [15].

Результати

На першому етапі роботи визначали напружено-деформований стан моделі стегнової кістки з ревізійним ендопротезом після повздовжньої остеотомії та фіксацією кісткового клаптя серкляжним дротом на одному рівні. Розподіл напружень в моделі наведено на рис. 5.

Результати моделювання показали, що при фіксації кісткового клаптя на одному рівні максимальні величини напружень у стегновій кістці визначаються на дистальній частині її діафіза, де вони сягають позначок 48,1 та 43,9 МПа відповідно з медіального та латерального боків. Мінімальний рівень напружень 8,7 МПа визначено в кістковому клапті, що пояснюється наявністю між ним та стегновою кісткою м'якого прошарку у вигляді міжуламкового регенерату, який виконує демпфуючу функцію. Напруження в ендопротезі мають тенденцію до зростання від 158,8 МПа в шийці до 213,4 МПа на проксимальному кінці ніжки. Максимум рівня напружень спостерігається в серкляжному дроті, де він сягає позначки 834,1 МПа, що в 1,6 раза перевищує межу міцності хірургічної сталі і, як наслідок, може стати причиною розриву дроту. Розподіл напружень в металевих елементах моделі наведено на рис. 6.

Розглянемо те, як впливає на розподіл напружень в моделі фіксація кісткового клаптя серкляжним дротом на двох рівнях. Напружено-деформований стан відповідної моделі наведено на рис. 7.

Проведене дослідження дозволило визначити, що фіксація кісткового клаптя серкляжним дротом на двох рівнях призводить до зниження величин напружень у всіх контрольних точках стегнової кістки. При цьому зміни рівня напружень з медіального боку на проксимальному кінці діафіза до 13,4 МПа та на його дистальному кінці до 47,5 та 43,0 МПа з медіального та латерального боку відповідно дуже незначні порівняно з моделлю фіксації на одному рівні. Більш помітні зміни рівня напружень в кістковому клапті, де він знижується до 7,6 МПа, та на нижньому зрізі отвору, де відмічено зниження з 15,0 до 13,0 МПа.

Більш помітні зміни напружено-деформованого стану відбуваються в самому ендопротезі. Так, напруження в шийці ендопротеза знижуються до показника 148,9 МПа, а на проксимальному кінці ніжки — до 167,6 МПа. При цьому на дистальному кінці ніжки визначається незначне підвищення рівня напружень до 217,7 МПа. Але найбільше зниження величин напружень, практично в 2 рази, визначено саме в серкляжному дроті, де вони зупинилися на позначці 443,9 МПа, що напряму пов'язано з перерозподілом навантажень на дві точки фіксації і, що найбільш важливо, нижче межі міцності хірургічної сталі. Напружено-деформований стан металевих елементів моделі наведено на рис. 8.

На останньому етапі роботи досліджували розподіл напружень в моделі при фіксації кісткового клаптя серкляжним дротом на трьох рівнях. Напружено-деформований стан моделі зображений на рис. 9.

Додавання дротової обмотки на третьому рівні практично не відобразилося на змінах в розподілі напружень в кісткових елементах моделі. Максимальні зниження напружень на 0,5 МПа спостерігали на нижньому зрізі отвору та з латерального боку в дистальному відділі стегнової кістки. В інших ділянках відбувалися зниження напружень не більше ніж на 0,1 МПа.

У самому ендопротезі зміни напружено-деформованого стану були більш помітні. Визначали зниження рівня напружень на всіх досліджених ділянках, а саме в шийці — до 140,3 МПа, в проксимальній частині ніжки — до 146,5 МПа, на дистальному кінці — до 196,7 МПа. Це були найнижчі показники в усіх моделях. Напруження в дроті також знизилися до показника 326,2 МПа, що теж дуже близько до межі міцності хірургічної сталі, але нижче ніж при попередніх варіантах фіксації кісткового клаптя. Розподіл напружень в елементах металевих конструкцій наведено на рис. 10.

Повні дані про величини напружень в контрольних точках моделей стегнової кістки з ревізійним ендопротезом після повздовжньої остеотомії при різних варіантах фіксації кісткового клаптя наведені в табл. 2.

Наочно порівняти зміни рівня напружень у контрольних точках на кісткових елементах моделей залежно від варіантів фіксації кісткового клаптя допоможе діаграма, наведена на рис. 9.

На наведеній діаграмі видно, що фіксація кісткового клаптя на двох або трьох рівнях практично не впливає на розподіл напружень у стегновій кістці. Найбільш помітні зміни відбуваються у кістковому клапті та на нижньому зрізі отвору.

Діаграма, наведена на рис. 12, відображає зміни величини напружень у металевих елементах моделей.

Як видно на діаграмі, найбільш суттєві зміни при використанні фіксації кісткового клаптя на другому і третьому рівнях відбуваються саме в серкляжному дроті, напруження в якому знижуються нижче рівня межі міцності хірургічної сталі. Фіксація на двох рівнях дозволяє знизити рівень напружень удвічі порівняно з однорівневою фіксацією. Трирівнева фіксація дозволяє ще більше знизити величину напружень у дроті, але порівняно з фіксацією на двох рівнях зниження вже не таке значне, як порівняно з однією обмоткою. Отже, фіксація кісткового клаптя на двох рівнях є, безсумнівно, надійнішою і безальтернативною, але це тільки на перший погляд. Справа в тому, що дані показники роз-

раховували при повному навантаженні на оперовану кінцівку, але в ранній післяопераційний період пацієнтам не дозволяють повне навантаження. Графік зміни рівня напружень у серкляжному дроті залежно від величини навантаження на кінцівку для трьох варіантів фіксації кісткового клаптя наведено на рис. 13.

На графіку видно, якщо навантаження на оперовану кінцівку не перевищують 50 %, то фіксація кісткового клаптя на одному рівні повною мірою може забезпечити його стабільність на початковому етапі формування міжуламкового регенерату, який з часом набуває міцності і бере на себе більше навантаження і у такий спосіб знімає його із серкляжного дроту.

Якщо виконання фіксації кісткового клаптя на двох рівнях технічно неможливе, є альтернативний варіант забезпечення стабільної фіксації кісткового клаптя на одному рівні. Пов'язаний він з тим фактом, що напруження в зразку прямо пов'язані із силою, яка на нього впливає, та зворотно пропорційні площі його перетину, тобто:

$$\sigma = \frac{F}{S},$$

де F — величина сили, яка діє на зразок;

S — площа перетину зразка.

Отже, якщо навантаження на кінцівку — величина постійна для всіх варіантів фіксації уламків, то є можливість знизити рівень напружень у дроті за рахунок збільшення сумарної площі його перетину. Це можна зробити збільшенням кількості витків намотки дроту. Графік залежності величини напружень у серкляжному дроті при фіксації кісткового клаптя на одному рівні від кількості витків намотки наведено на рис. 14.

Результати розрахунків, які відображені на графіку, показують, що виконання фіксації кісткового клаптя серкляжним дротом на одному рівні потребує мінімум чотирьох обертів дроту для забезпечення рівня напружень в ньому нижче межі міцності хірургічної сталі навіть при повному навантаженні на оперовану кінцівку при одноопорному стоянні.

Таблиця 2. Величини напружень у контрольних точках моделей стегнової кістки з ревізійним ендопротезом після повздовжньої остеотомії при різних варіантах фіксації кісткового клаптя

Контрольні точки	Зона		Напруження, МПа		
			Фіксація		
			1 рівень	2 рівні	3 рівні
1	Кістка	Дистальний кінець (медіальний бік)	48,1	47,5	47,4
2		Дистальний кінець (латеральний бік)	43,9	43,0	42,4
3		Проксимальний кінець (медіальний бік)	13,6	13,4	13,3
4		Кістковий клапоть	8,7	7,6	7,7
5		Нижній зріз отвору	15,0	13,0	12,4
6	Ендопротез	Шийка ендопротеза	158,8	148,9	140,3
7		Проксимальний кінець ніжки	178,2	167,6	146,5
8		Дистальний кінець ніжки	213,4	217,7	196,7
9		Дріт	834,1	443,9	326,2

Висновки

Фіксація кісткового клаптя на двох та трьох рівнях суттєво не впливає на рівень напружень у стегновій кістці, але дозволяє удвічі знизити величину напружень у самому дроті, що при однорівневій фіксації може перевищувати межу міцності хірургічної сталі.

За відсутності технічної можливості виконання фіксації на декількох рівнях може бути використана однорівнева фіксація за умов використання намотки дроту не менш ніж 4 оберти та навантаження на оперовану кінцівку не більше 50 %.

Математичне моделювання показало, що оптимальним варіантом фіксації кісткового клаптя є дворівнева серкляжна фіксація, яка забезпечує зниження напружень у дроті до 443,9 МПа, що не перевищує межу міцності хірургічної сталі та гарантує стабільність фіксації навіть при повному навантаженні кінцівки.

Трирівнева фіксація хоча й забезпечує ще більше зниження напружень у дроті (до 326,2 МПа), але різниця порівняно з дворівневою фіксацією не є настільки суттєвою, щоб виправдати додаткову травматизацію тканин та подовження часу операції.

Напруження в кістковому клапті при всіх варіантах фіксації залишаються на безпечному рівні (7,6–8,7 МПа), що зумовлено демпфуючою функцією міжуламкового регенерату між клаптем та стегною кісткою.

Післяопераційне обмеження навантаження на оперовану кінцівку до 50 % дозволяє знизити напруження в серкляжному дроті нижче критичних значень навіть при однорівневій фіксації, що може бути рекомендовано для раннього післяопераційного періоду до формування достатньо міцного міжуламкового регенерату.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів та власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

Внесок авторів. Філіпенко В.А. — концепція та дизайн роботи, критичний огляд; Бондаренко С.Є. — остаточне затвердження статті; Олінкевич Є.В. — концепція та дизайн роботи, написання статті; Марущак О.П. — критичний огляд; Карпінський М.Ю. — написання статті; Яреско О.В. — збір та аналіз даних.

Список літератури

1. Shichman I, Askew N, Habibi A, Nherera L, Macaulay W, Seyler T, Schwarzkopf R. Projections and Epidemiology of Revision Hip and Knee Arthroplasty in the United States to 2040–2060. *Arthroplast Today*. 2023 May 30;21:101152. <https://doi.org/10.1016/j.artd.2023.101152>.
2. Klug A, Pfluger DH, Gramlich Y, Hoffmann R, Drees P, Kutzner KP. Future burden of primary and revision hip arthroplasty in Germany: a socio-economic challenge. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2021 Nov;141(11):2001–2010. <https://doi.org/10.1007/s00402-021-03884-2>.

3. Köksal A, Öner A, Çimen O, Aycan OE, Akgün H, Yarıcı F, Çamurcu Y. Femoral stem fractures after primary and revision hip replacements: A single-center experience. *Jt Dis Relat Surg*. 2020;31(3):557–563. <https://doi.org/10.5606/jehc.2020.76162>.

4. Prudhon JL, Tardy N. Extended trochanteric osteotomy: comparison of 3 modes of fixation: metallic wires, cables, plate, about a series of 157 cases. *SICOT J*. 2018;4:21. <https://doi.org/10.1051/sicotj/2018017>.

5. Shi X, Zhou Z, Shen B, Yang J, Kang P, Pei F. The Use of Extended Trochanteric Osteotomy in 2-Stage Reconstruction of the Hip for Infection. *J Arthroplasty*. 2019 Jul;34(7):1470–1475. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2019.02.054>.

6. Bone mechanics handbook. Ed. by Stephen C. Cowin. CRC Press Reference, 2001. 980 p.

7. Boccaccio A, Pappalettere C. Mechanobiology of Fracture Healing: Basic Principles and Applications in Orthodontics and Orthopaedics. Theoretical Biomechanics. Dr Vaclav Klika (ed.). 2011.

8. Bondarenko S, Denisenko S, Karpinsky M, Yaresko O. Дослідження впливу чашок ендопротезів кульшових суглобів із пористого титану на розподіл напружень у кістковій тканині (математичне моделювання). *Травма*. 2021;22(3):28–37. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.3.22.2021.236320>.

9. Berezovskii VA, Kolotilov NN. Biophysical characteristics of human tissues: a handbook. Kyiv: Naukova dumka; 1990. 222 p.

10. Хвисьук О.М., Пустовойт К.Б., Пустовойт Б.А., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д. Математичне моделювання умов навантаження колінного суглоба у фронтальній площині. *Проблеми безперервної медичної освіти та науки*. 2012;1:51–56.

11. Mitsuo Niinomi. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2008;1:30–42. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2007.07.001>.

12. Regis M, Marin E, Fedrizzi L, Pressacco M. Additive manufacturing of Trabecular Titanium orthopedic implants. *MRS BULLETIN*. Feb 2015. Vol. 40. <https://doi.org/10.1557/mrs.2015.1>.

13. Kim J, Chun BJ, Kim JJ. Quantitative Load Dependency Analysis of Local Trabecular Bone Microstructure to Understand the Spatial Characteristics in the Synthetic Proximal Femur. *Biology*. 2023;12:170. <https://doi.org/10.3390/biology12020170>.

14. QUINTERO, S. E. R. G. I. O. (2019). Engineering Analysis with SolidWorks Simulation 2019.

15. Carreiras A, Fonseca E, Martins D, Couto R. The axisymmetric computational study of a femoral component to analysis the effect of titanium alloy and diameter variation. *JCAMEH*. 2020 Dec;51(2):403–410. <https://doi.org/10.22059/jcamech.2020.306191.532>.

Отримано/Received 09.04.2025

Рецензовано/Revised 18.04.2025

Прийнято до друку/Accepted 26.05.2025

Information about authors

Stanislav Ye. Bondarenko, MD, DSc, PhD, Professor, Director of the Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMSU, Kharkiv, Ukraine; e-mail: bondarenke@gmail.com; phone/fax: +380 (57) 725-14-00; <https://orcid.org/0000-0003-2463-5919>

Volodymyr A. Filipenko, MD, DSc, PhD, Professor, Head of the Department of Joint Pathology, Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMSU, Kharkiv, Ukraine; e-mail: filipenko1957@gmail.com; phone: +380 (57) 725-14-68; <https://orcid.org/0000-0001-5698-2726>

Yevhen V. Olinkevych, Orthopedist-Traumatologist, Department of Orthopedic Arthrology and Endoprosthetics, Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMSU, Kharkiv, Ukraine; e-mail: princ1206@gmail.com; phone: +380 (57) 725-14-68; <https://orcid.org/0009-0000-0859-5609>
 Oleksii P. Marushchak, PhD in Medicine, Head of the Department of Orthopedic Arthrology and Endoprosthetics, Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMSU, Kharkiv, Ukraine; e-mail: dr.marushchak@yahoo.com; phone: +380 (57) 725-14-68; <https://orcid.org/0000-0002-5606-8763>
 Mykhailo Yu. Karpinsky, Senior Research Fellow, Biomechanics Laboratory, Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMSU, Kharkiv, Ukraine; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; phone: +380 (67) 571-48-63; <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>
 Oleksandr V. Yaresko, Junior Research Fellow, Biomechanics Laboratory, Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMSU, Kharkiv, Ukraine; e-mail: avyresko@gmail.com; phone: +380 (57) 725-14-74; <https://orcid.org/0000-0002-2037-5964>

Conflicts of interests. Authors declare the absence of any conflicts of interests and own financial interest that might be construed to influence the results or interpretation of the manuscript.

Authors' contribution. V.A. Filipenko — concept and design of the work, critical review; S.Ye. Bondarenko — final approval of the article; Ye.V. Olinkevych — concept and design of the work, writing the article; O.P. Marushchak — critical review; M.Yu. Karpinsky — writing an article; O.V. Yaresko — data collection and analysis.

S.Ye. Bondarenko, V.A. Filipenko, Ye.V. Olinkevych, O.P. Marushchak, M.Yu. Karpinsky, O.V. Yaresko
 Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMSU, Kharkiv, Ukraine

Study of the stress-strain state of a femoral model with a revision stem after extended proximal osteotomy depending on the options for fixing the bone flap with a cerclage wire

Abstract. Background. One of the problems in revision hip arthroplasty is the removal of the stable femoral component. The use of a cerclage wire for fixing the bone flap after osteotomy raises several unresolved issues: the choice of the optimal number of the osteotomized flap fixation levels, the number of cerclage wire turns, and the degree of postoperative load on the operated lower limb. The purpose was to conduct a comparative analysis of the stress values in the femoral model with a revision stem after extended proximal osteotomy (ETO) depending on the options for fixing the bone flap with a cerclage wire.

Materials and methods. A basic finite element model of the femur with a revision endoprosthesis was created. It contained femur, revision endoprosthesis, and bone flap. Three options for fixing the bone flap at one, two, and three levels were modeled. Two turns of a cerclage wire with a diameter of 1.5 mm were applied at each level. The model was loaded with a distributed force of 1100 N. **Results.** When fixing the bone flap at one level, the maximum stresses in the femur are determined at the distal part of its diaphysis — 48.1 and 43.9 MPa, respectively, from the medial and lateral sides. The minimum stress level of 8.7 MPa was revealed in the bone flap, which is explained by the presence of interfragmentary regenerate between it and the femur, which performs a damping function. Stresses in the endoprosthesis tend to increase from 158.8 MPa in the neck to 213.4 MPa at the proximal end of the stem. The maximum stress level of 834.1 MPa is observed in a cerclage wire, which is 1.6 times higher than the tensile strength of surgical steel and can cause wire breakage. Fixation of the

bone flap with a cerclage wire at two levels leads to a decrease in stress values at all control points on the femur. A decrease in stress values by 2 times was determined in a cerclage wire, which is associated with the redistribution of loads to two fixation points. The wire winding at the third level practically didn't influence the stress distribution in the bone elements of the model. **Conclusions.** Fixation of the bone flap at two and three levels does not significantly affect stresses in the femur but allows you to halve the magnitude of stress in the wire itself, which with a single-level fixation can exceed the tensile strength of surgical steel. In the absence of technical possibilities to perform fixation at several levels, a single-level fixation can be applied under the conditions of using a wire winding of at least 4 turns and a load on the operated limb of no more than 50 %. The optimal option for fixing the bone flap is a two-level cerclage fixation, which provides a reduction in stresses in the wire below the tensile strength of surgical steel. Although a three-level fixation provides an even greater reduction in stresses in the wire to 326.2 MPa, the difference compared to a two-level fixation is not so significant as to justify additional tissue trauma and extending the operation time. Limiting the load on the operated limb to 50 % allows reducing the tension in a cerclage wire below critical values even with a single-level fixation, which can be recommended for the early postoperative period until a sufficiently strong interfragmentary regenerate is formed.

Keywords: hip joint; revision arthroplasty; extended proximal osteotomy

Барков О.О., Карпінська О.Д.

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

Аналіз ревізійних хірургічних втручань на грудному та поперековому відділах хребта після транспедикулярної фіксації

Резюме. Актуальність. Операції на грудному та поперековому відділах хребта є важливими методами лікування широкого спектра патологій, але вони можуть супроводжуватися певними ризиками ускладнень, які суттєво впливають на результати лікування. Найбільш частими серед них є проблеми з імплантатами, захворювання суміжного сегмента, псевдоартроз чи інфекції. Деякі з них призводять до необхідності реоперації. **Мета:** на основі ретроспективних досліджень визначити основні види ревізійних втручань з приводу ускладнень після транспедикулярної фіксації грудного та поперекового відділів хребта. **Матеріали та методи.** Проведено ретроспективний аналіз 2128 історій хвороби пацієнтів, що лікувалися в ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» з 2004 до 2018 року і яким було проведено транспедикулярну фіксацію 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'язані з транспедикулярною конструкцією, які включали проблеми з гвинтами (нестабільність, злам та некоректне проведення), стрижнями (нестабільність і злам) та комбіновані (нестабільність, злам стрижня та гвинтів). **Результати.** Визначено, що найбільш частими причинами для повторних втручань були ускладнення, пов'язані безпосередньо з транспедикулярною конструкцією (злам гвинтів, стрижнів, нестабільність конструкції, некоректне розташування гвинтів у хребці), у 143 (6,7 %) пацієнтів, залишковий біль після первинної операції спостерігали в 64 (3 %) пацієнтів. Інші ускладнення не перевищували 1 % від загальної кількості операцій. Основними ускладненнями були нестабільність та злам стрижнів, нестабільність та злам транспедикулярних гвинтів, нестабільність усіх компонентів конструкції та некоректне проведення гвинтів. Найбільшу кількість ускладнень відмічали після хірургічного лікування деформацій хребта — 21 (18,1 %). 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 %). **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 (злам гвинтів, стрижнів, нестабільність конструкції, некоректне розташування гвинтів у хребці), у 143 (6,7 %) пацієнтів. Другим за поширеністю ускладненням був залишковий біль (failed back-синдром) після первинно виконаної інструментації хребта, що відмічався у 64 пацієнтів (3,0 %). Інші ускладнення не перевищували 1 % від загальної кількості операцій. **Ключові слова:** транспедикулярна фіксація; ускладнення; спондилолітез; деформації хребта; травма хребта

Вступ

Операції на грудному та поперековому відділах хребта є важливими методами лікування широкого спектра патологій, як-от 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 поліпшення якості життя пацієнтів. Однак, незважаючи на значний прогрес у хірургії хребта, такі опера-

© «Травма» / «Trauma» («Травма»), 2025

© Видавець Заславський О.Ю. / Publisher Zaslavsky O.Yu., 2025

Для кореспонденції: Карпінська Олена Дмитрівна, науковий співробітник, лабораторія біомеханіки, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України», вул. Григорія Сковороди, 80, м. Харків, 61024, Україна; e-mail: helen.karpinska@gmail.com; тел.: +380 (57) 725-14-74, +380 (99) 486-34-63

For correspondence: Olena D. Karpinska, Research Fellow, Biomechanics Laboratory, Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMSU, Hryhoriya Skovorody st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; e-mail: helen.karpinska@gmail.com; phone: +380 (57) 725-14-74, +380 (99) 486-34-63

Full list of authors' information is available at the end of the article.

ції 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 потребувати 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, відділу 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 диссектомії — 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. Існує 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, розглядають окремі захворювання, через що незіставні. Автори доповідей стверджують, що пацієнти, які перенесли будь-які хірургічні спінальні процедури, страждають від несприятливих подій або ускладнень у 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 та методи

Проведено ретроспективний аналіз 2128 історій хвороби пацієнтів, що лікувалися в ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» з 2004 до 2018 року і яким було проведено транспедикулярну фіксацію хребта на грудному та поперековому відділах. Серед них виявлено 268 пацієнтів, яким проведено ревізійні хірургічні втручання з різних причин.

Проаналізовано ускладнення у 143 пацієнтів, пов'язані з транспедикулярною конструкцією, які включали проблеми з гвинтами (нестабільність, злам та некоректне проведення), стрижнями (нестабільність і злам) та комбіновані (нестабільність, злам стрижня та гвинтів).

Дані оброблені статистично. З огляду на їх тип основним був метод ксі-квадрат. Розрахунки виконували в пакеті R.

Результати

Проаналізовано кількість ускладнень після транспедикулярної фіксації хребта у пацієнтів, які проходили лікування з 2004 до 2018 року (табл. 1).

За даними аналізу було визначено, що найбільш частими причинами для повторних втручань були ускладнення, пов'язані безпосередньо з транспедикулярною конструкцією (злам 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 необхідністю повторних втручань був залишковий біль (faildback-синдром) після первинно виконаної інструментації хребта, що становив 64 випадки (23,9 % всіх ускладнень) та 3 % від загальної кількості проаналізованих втручань. Інші ускладнення не перевищували 1 % від загальної кількості операцій, серед них були такі: інфекційні запалення, захворювання суміжного сегмента, 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 реоперацій, то після 2012 року кількість ускладнень, які потребували ревізійного втручання, знизилася до 10 і менше (рис. 1).

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

Рентгенологічний аналіз ревізійних хірургічних втручань показав, що основними ускладненнями були нестабільність та злам стрижнів, нестабільність та злам транспедикулярних гвинтів, нестабільність усіх ком-

понентів конструкції та некоректне проведення гвинтів щодо хребтового каналу. Розподіл цих ускладнень подано в табл. 2.

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 більш значуще ($p < 0,001$), ніж при інших захворюваннях. Частіше реоперації при даній патології були спричинені проблемами з нестабільністю і зломом гвинтів — 7 (4,86 %), неправильним їх проведенням — 5 (3,47 %). Крім того, у цих пацієнтів статистично значуще ($p < 0,001$) частіше (10 (6,94 %)) спостерігали комбіновані проблеми з конструкцією, тобто одночасно проблеми стрижня і гвинтів, а також нестабільність і злам 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 — 6 (1,95 %).

Узагальнюючи аналіз ускладнень, можна сказати, що на частку проблем з гвинтами припадає 98 (4,60 %)

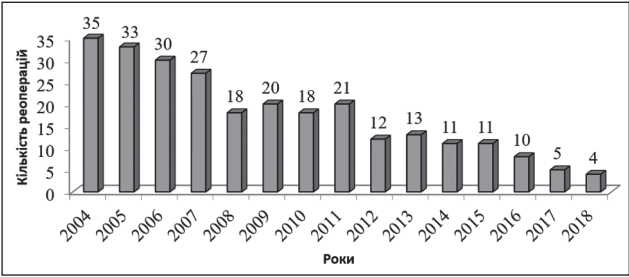


Рисунок 1. Діаграма розподілу ревізійних операцій за роками

реоперацій, що статистично значуще ($\chi^2 = 79,986$; $p < 0,001$) більше, ніж з інших причин: нестабільність і злам стрижня — 20 (0,9 %), комбіновані причини (нестабільність стрижня і гвинта) — 25 (1,17 %).

Аналіз кількості випадків ускладнень залежно від рівнів фіксації транспедикулярною конструкцією наведено в табл. 3.

Ускладнення, пов'язані з конструкцією, частіше спостерігали при багаторівневій сегментації — 112 (8,63 %), на відміну від сегментації на одному рівні — 31 (3,73 %). При обох видах сегментації частіше спостерігали проблеми, пов'язані з гвинтами. За даними

Таблиця 1. Аналіз видів ускладнень та їх частка від загальної кількості операцій (n = 2128)

Види ускладнень	Кількість ускладнень	Відсоток від кількості ускладнень	Відсоток від загальної кількості операцій
Нестабільність або некоректне розташування гвинтів	143	53,4	6,7
Залишковий біль у поперековому відділі хребта (faildback-синдром)	64	23,9	3,0
Інфекційне запалення післяопераційної рани у ранній або пізній термін	32	11,9	1,5
Захворювання суміжного сегмента	16	6,0	0,8
Ушкодження дуральної оболонки з наступною ліквореєю	8	3,0	0,4
Рубцевий стеноз	5	1,9	0,2
Всього	268	100	12,6

Таблиця 2. Рентгенологічний аналіз ревізійних хірургічних втручань за ускладненнями, пов'язаними з конструкцією, від загальної кількості операцій, n (%)

Причина	Дегенеративні (n = 1338)	Спондилолітез (n = 307)	Травма (n = 339)	Деформації (n = 144)	χ^2 , p
Нестабільність і злам стрижня	9 (0,67)	3 (0,98)	4 (1,18)	4 (2,78)	$\chi^2 = 6,47$ $p = 0,091$
Нестабільність і злам гвинтів	32 (2,39)	14 (4,56)	8 (2,36)	7 (4,86)	$\chi^2 = 6,617$ $p = 0,085$
Некоректне розташування гвинта	22 (1,64)	6 (1,95)	4 (1,18)	5 (3,47)	$\chi^2 = 3,306$ $p = 0,347$
Нестабільність стрижня і гвинта	6 (0,45)	4 (1,30)	5 (1,47)	10 (6,94)	$\chi^2 = 47,675$ $p < 0,001$
Всього	69 (5,2)	27 (8,8)	21 (6,2)	26 (18,1)	$\chi^2 = 36,991$ $p < 0,001$

статистичного аналізу виявлена значуща ($\chi^2 = 216,37$; $p < 0,001$) різниця у розподілі ускладнень між моно- та багаторівневою фіксацією.

Основними показаннями для проведення ревізії у всіх цих пацієнтів була наявність клінічних проявів (табл. 4), включаючи тяжкі необоротні неврологічні ускладнення у всіх 37 (1,74 %) пацієнтів. Серед них у 26

пацієнтів некоректне розташування гвинтів було підтверджено комп'ютерною томографією.

Далі наведено клінічні приклади ускладнень, виявлених під час дослідження (рис. 2–8).

Отже, аналізуючи отримані ускладнення, можна сказати, що вони мають доволі широкий спектр причин виникнення. У багатьох випадках, у яких вико-

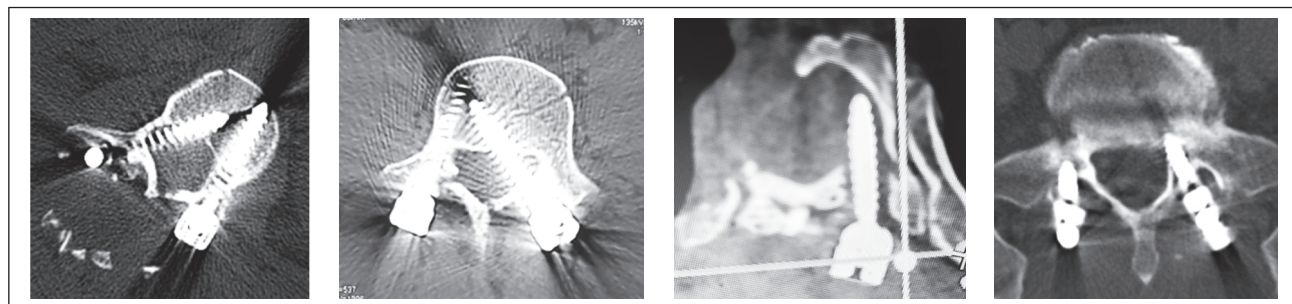


Рисунок 2. Варіанти мальпозиції транспедикулярних гвинтів

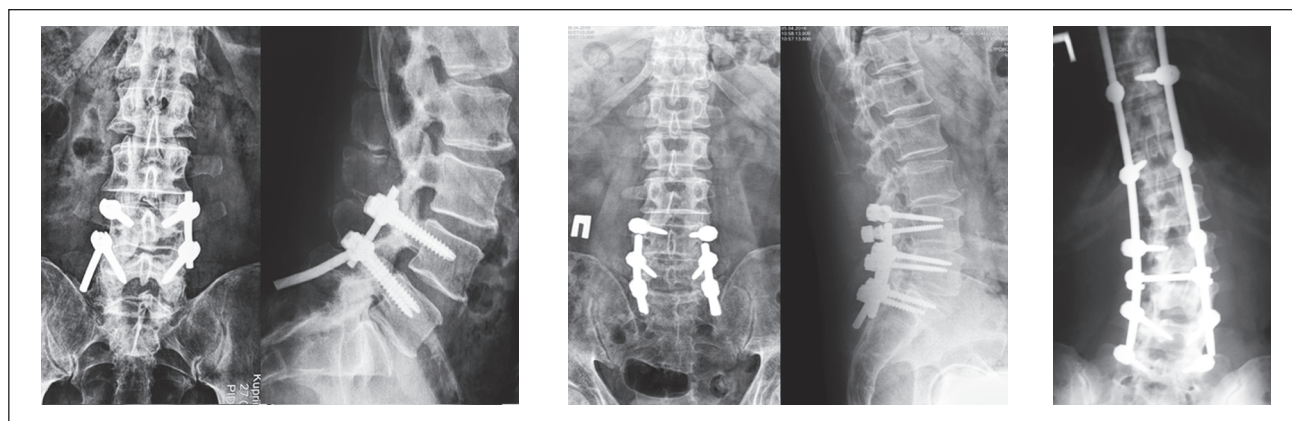


Рисунок 3. Варіанти нестабільності стрижнів

Таблиця 3. Рентгенологічний аналіз нестабільності імплантатів залежно від рівнів фіксації, n (%)

Причина	Кількість (n = 2128)	Рівні фіксації	
		Моно- (n = 831)	Полі- (n = 1297)
Нестабільність і злам стрижня	20 (0,89)	4 (0,48)	16 (1,23)
Нестабільність і злам гвинта	61 (2,87)	16 (1,93)	45 (3,47)
Некоректне розташування гвинта	37 (1,74)	11 (1,32)	26 (2,00)
Нестабільність стрижня і гвинта	25 (1,17)	–	25 (1,93)
Всього	143 (6,72)	31 (3,73)	112 (8,63)

Таблиця 4. Показання для ревізійних втручань у пацієнтів з некоректним розташуванням гвинтів

Показання для ревізійних втручань	n (%)
Всього пацієнтів з некоректним розташуванням гвинтів	37
Некоректне розташування гвинтів виявлено за результатами комп'ютерної томографії	26 (70,27)
Післяопераційна ішіалгія	30 (81,08)
Наявність парезу після операції	6 (16,21)
Пошкодження твердої мозкової оболонки	1 (2,70)

нувались ревізійні втручання, відмічалась відсутність спондилодезного блоку, який саме і є основною метою проведення транспедикулярної фіксації хребта, а також є гарантом отримання доброго результату хірургічного лікування. На початку становлення використання транспедикулярних гвинтів було відмічено використання неякісних імплантатів, а також мали місце не-

правильна технологія їх встановлення та неправильно підібраний розмір гвинтів, що негативно впливало на кінцевий результат. Ретельне клініко-лабораторне передопераційне обстеження хворого, ретельно зібраний анамнез захворювання також є запорукою правильно вибраної тактики хірургічного лікування, однак, на жаль, наше дослідження показало, що в деяких ви-

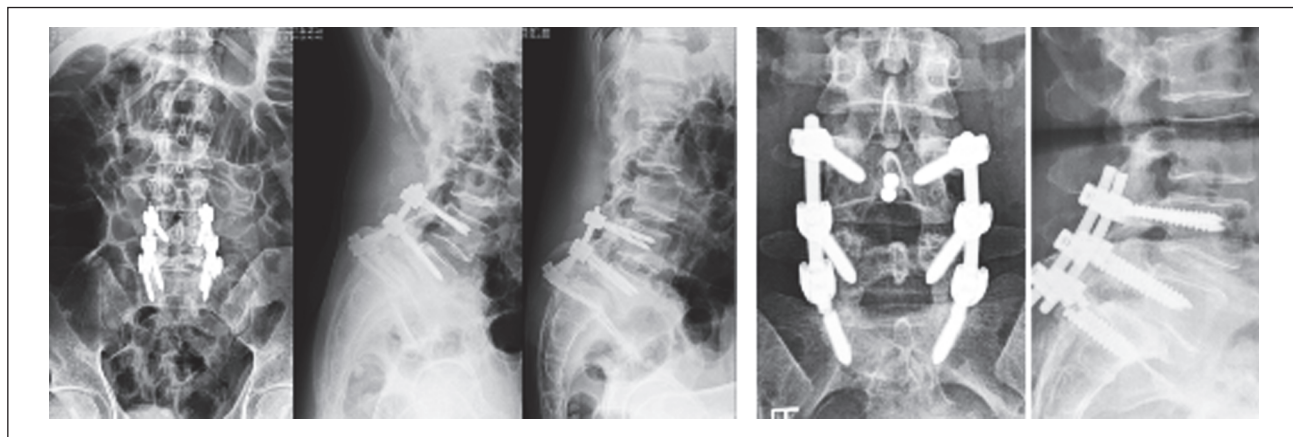


Рисунок 4. Варіанти зламів транспедикулярних гвинтів

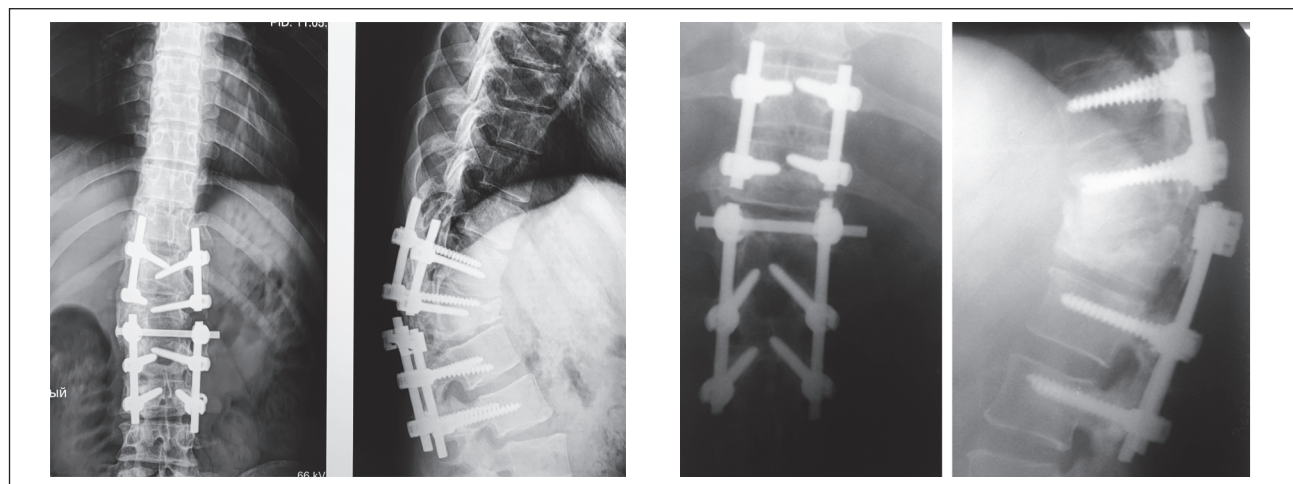


Рисунок 5. Варіанти зламів стрижнів

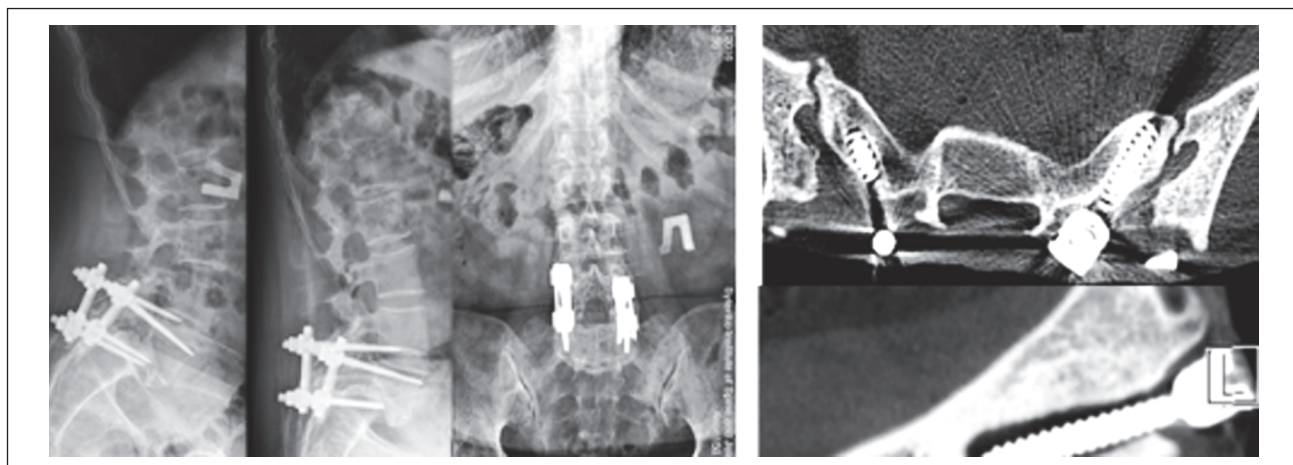


Рисунок 6. Варіанти нестабільності гвинтів

падках обстеження було недостатнім, що призвело або до встановлення неправильного діагнозу, або до недостатньої уваги до специфічних лабораторних біохімічних маркерів, а у підсумку — до неправильного обсягу хірургічного лікування. Також важливим є розуміння сагітального балансу хребта, бо якщо знехтувати його показниками, можна отримати незадовільний, а в багатьох випадках і необоротний кінцевий результат. Цей фактор ми також визначили в нашому дослідженні. Часто при використанні протяжної інструментації хребта, особливо це стосується будь-яких деформацій хребта, можуть виникати ускладнення, пов'язані 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, вини-

кають у 2–10 % випадків після спондилодезу, особливо на рівнях L5–S1. Як зазначає S. Kato [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 останніми роками.

Нестабільність хребта частіше виникає при протяжній інструментації або після декомпресії без адекватної стабілізації (частота не вказана точно, але вважається значною причиною реоперацій).

Частота залишкового болю 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, варіюється від 10 до 40 % залежно від типу операції (дискектомія, ламінектомія, спондилодез) та критеріїв оцінки [1]. У нашому дослідженні ускладнення, пов'язані із залишковим болем, становлять близько 3 %. Ці усклад-

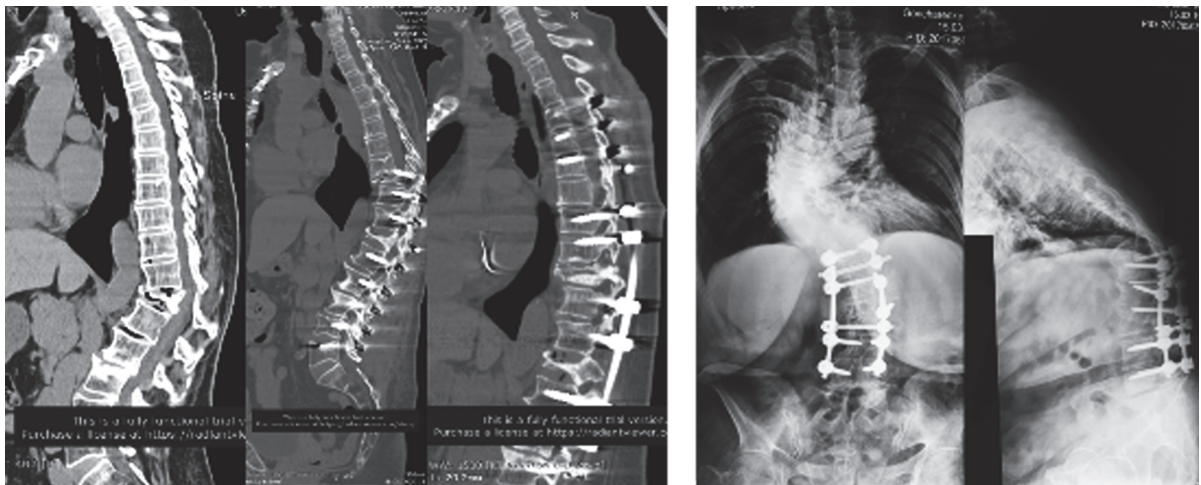


Рисунок 7. Неправильно обраний рівень інструментації

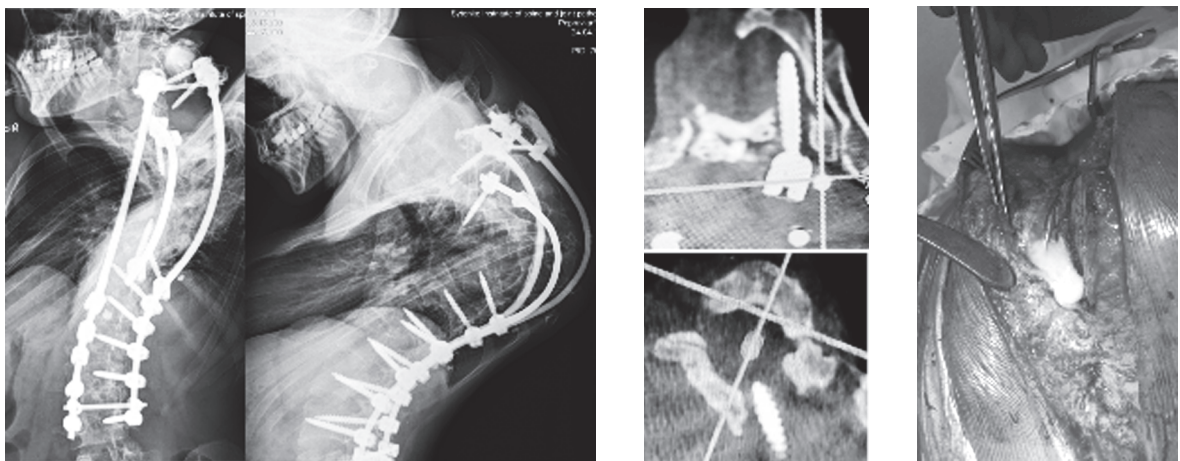


Рисунок 8. Нестабільність і некоректне проведення гвинтів, глибоке нагноєння

нення 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 за складністю оперативного втручання і часом 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. С.С. Куо [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 нами 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, вказуються приблизні оцінки або діапазони з опорою на доступні джерела.

Ушкодження дуральної оболонки з наступною ліквореєю в нашому дослідженні становили 0,4 %, рубцевий стеноз — 0,2 %, тоді як, за даними літератури, частка дуральних розривів при операціях на поперековому відділі становить 3–7 %, лікворея трапляється у 1–2 % випадків [2]. За даними літератури, рубцевий стеноз як причина реоперації становить близько 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 (злам гвинтів, стрижнів, нестабільність конструкції, некоректне розташування гвинтів у хребці), що зафіксовані у 143 пацієнтів (6,7 %). Другим за поширеністю ускладненням був залишковий біль (faildback-синдром) після первинно виконаної інструментації хребта, що був відмічений у 64 пацієнтів (3,0 %). Інші ускладнення не перевищували 1 % від загальної кількості операцій.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів та власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

Внесок авторів. Барков О.О. — концепція та дизайн роботи, збір та аналіз даних, написання статті, критичний огляд; Карпінська О.Д. — відповідальність за статистичний аналіз, написання статті, остаточне затвердження статті.

Список літератури

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(Suppl 4):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.
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 May;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.

Отримано/Received 09.04.2025

Рецензовано/Revised 22.05.2025

Прийнято до друку/Accepted 09.06.2025

Information about authors

Oleksandr Barkov, Senior Research Fellow, Department of Instrumental and Miniinvasive Surgery, Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMSU, Kharkiv, Ukraine; e-mail: a.barkov.79@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0003-2161-416X>

Olena Karpinska, Research Fellow, Biomechanics Laboratory, Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMSU, Kharkiv, Ukraine; e-mail: helen.karpinska@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-1482-7733>

Conflicts of interests. Authors declare the absence of any conflicts of interests and own financial interest that might be construed to influence the results or interpretation of the manuscript.

Authors' contribution. O. Barkov — work concept and design, data collection and analysis, writing the article, critical review; O. Karpinska — responsibility for statistical analysis, writing the article, final approval of the article

O.O. Barkov, O.D. Karpinska

Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMSU, Kharkiv, Ukraine

Analysis of revisional surgical interventions in the thoracic and lumbar spine after transpedicular fixation

Abstract. Background. Surgery on the thoracic and lumbar spine is an important method of treating a wide range of pathologies, but it can be accompanied by certain risks of complications that significantly affect treatment outcomes. The most common of these are problems with implants, diseases of the adjacent segment, pseudoarthrosis, or infections. Some of them lead to the need for reoperation. The purpose was based on retrospective studies, to determine the main types of revision interventions for complications after transpedicular fixation of the thoracic and lumbar spine. **Materials and methods.** A retrospective analysis was conducted of 2,128 medical records of patients who were treated at the Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMSU from 2004 to 2018 and underwent transpedicular fixation of the thoracic and lumbar spine. Among them, 268 patients were identified who underwent revision surgery for various reasons. Complications associated with transpedicular construction, including problems with screws (instability, fracture, and incorrect placement), rods (instability and fracture), and combined problems (instability, fracture of the rod and screws) were analyzed in 143 patients. **Results.** It was found that the most common reasons for repeat interventions were complications directly related to the transpedicular structure (fracture of screws, rods, instability of the construction, incorrect placement of screws in the vertebra) in 143

(6.7 %) patients. Residual pain after the initial surgery was observed in 64 (3 %) interventions. Other complications did not exceed 1 % of the total number of surgeries. The main complications were instability and fracture of rods, instability and fracture of transpedicular screws, instability of all components of the structure, and incorrect placement of screws. The highest number of complications was observed after surgical treatment for spinal deformities — 21 (18.1 %). The second most frequent complication was spondylolisthesis — 27 (8.8 %), in which problems with screws were more common — 20 (6.51 %), including their instability — 14 (4.56 %) and incorrect screw placement — 6 (1.95 %). **Conclusions.** According to the results of the study, the overall rate of complications after transpedicular fixation that led to revision surgery was 12.6 %. It was found that the most common reasons for repeat interventions were complications related to the transpedicular construction (fracture of screws, rods, instability of the structure, incorrect placement of screws in the vertebra) in 143 (6.7 %) patients. The second most common complication was residual pain (“failed back” syndrome) after the initial spinal instrumentation, which accounted for 64 (3.0 %) cases. Other complications did not exceed 1 % of the total number of operations. **Keywords:** transpedicular fixation; complications; spondylolisthesis; spinal deformities; spinal injury



*“Аксімед”
завжди
попереду!*

НА БАЗІ КЛІНІКИ “АКСІМЕД” ФУНКЦІОНУЄ

ЦЕНТР ПРОБЛЕМ СНУ

ЕФЕКТИВНА ДІАГНОСТИКА ТА ЛІКУВАННЯ:

- порушень дихання уві сні (нічне апное);
- усіх видів безсоння;
- синдрому неспокійних ніг.

ПРОВДИМО НАЙСУЧАСНІШУ
ПОЛІСОМНОГРАФІЮ



ЛІКУВАННЯ
ХРАПУ

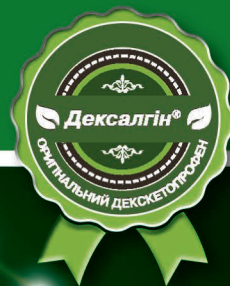


AKSIMED.UA • 044 390 00 55

Симптоматичне лікування гострого болю^{1, 2, 3, *}

Дексалгін®

декскетопрофену трометамол



ШВИДКА³⁻⁵ та ЕФЕКТИВНА^{1, 6-10}
знеболювальна дія



Інформація про рецептурні лікарські засоби для спеціалістів охорони здоров'я, медичних і фармацевтичних працівників.

Фармакотерапевтична група. Нестероїдні протизапальні та протиревматичні засоби. Похідні пропіонової кислоти. Код АТХ M01A E17.

ДЕКСАЛГІН® ІН'ЄКТ. **Склад:** 1 таблетка, вкрита плівковою оболонкою, містить декскетопрофену трометамолу 36,9 мг, що еквівалентно декскетопрофену 25 мг. **Лікарська форма.** Таблетки, вкриті плівковою оболонкою. **Показання.** Симптоматична терапія болю від легкого до помірного ступеня, наприклад, м'язово-скелетний біль, болісні менструації (дисменорея), зубний біль. **Протипоказання.** Підвищена чутливість до декскетопрофену, будь-якого іншого нестероїдного протизапального засобу (НПЗЗ) або до допоміжних речовин препарату. Помірне або тяжке порушення функції нирок (кліренс креатиніну ≤ 59 мл/хв). Тяжке порушення функції печінки (10-15 балів за шкалою Чайлда-П'ю) та інші. **Спосіб застосування та дози.** Дорослим. Залежно від виду та інтенсивності болю рекомендована доза становить 12,5 мг (1/2 таблетки, вкритої плівковою оболонкою) кожні 4-6 годин або 25 мг (1 таблетка, вкрита плівковою оболонкою) кожні 8 годин. Добова доза не повинна перевищувати 75 мг. Небажано ді препарату можна звести до мінімуму шляхом застосування мінімально ефективних доз протягом якомога коротшого проміжку часу, необхідного для усунення симптомів. Дексалгін® не передбачений для тривалої терапії; лікування триває, поки є симптоми. Одночасний прийом з іншою спільною всмоктування лікарського засобу, тому при гострому болю рекомендовано приймати препарат не менше ніж за 30 хвилин до їди. **Побічні реакції.** Найчастіше спостерігаються побічні реакції з боку травного тракту. Повний перелік протипоказань, побічних реакцій, а також докладну інформацію про спосіб та особливості застосування можна знайти в інструкції для медичного застосування лікарського засобу Дексалгін® від 03.03.2023 р. № 428, РП № UA/9258/01/01. **Виробник.** Laboratorios Menarini S. A. Альфонс XII, 587, Бадалона, Барселона, 08918 Іспанія. А. Менаріні Мануфактурінг Логістікс енд Сервісес С.р.Л. Віа Кампо ді Піле, 67100 Л'Аква (АК), Італія.

ДЕКСАЛГІН® ІН'ЄКТ. **Склад:** 1 мл розчину для ін'єкцій/інфузії містить декскетопрофену трометамолу 36,9 мг, що еквівалентно декскетопрофену 25 мг (одна ампула по 2 мл містить декскетопрофену трометамолу 73,8 мг, що еквівалентно декскетопрофену 50 мг). **Лікарська форма.** Розчин для ін'єкцій/інфузії. **Показання.** Симптоматичне лікування гострого болю середньої та високої інтенсивності у випадках, коли пероральне застосування препарату недоцільне, наприклад, при післяопераційних болях, ниркових коликах та болю у попереку. **Протипоказання.** Підвищена чутливість до декскетопрофену, будь-якого іншого нестероїдного протизапального засобу (НПЗЗ) або до допоміжних речовин препарату. При порушенні функції нирок середнього або тяжкого ступеня (кліренс креатиніну ≤ 59 мл/хв). При тяжкому порушенні функції печінки (10-15 балів за шкалою Чайлда-П'ю) та інші. **Спосіб застосування та дози.** Дорослі. Рекомендована доза становить 50 мг з інтервалом 8-12 годин. При необхідності повторну дозу вводити через 6 годин. Максимальна добова доза не має перевищувати 150 мг. ДЕКСАЛГІН® ІН'ЄКТ призначений для короточасного застосування, тому його слід застосовувати тільки у період гострого болю (не довше 2 діб). Пацієнтів слід переводити на пероральне застосування анагетиків, якщо це можливо. Побічні реакції можна скоротити за рахунок застосування найменшої ефективної дози протягом якомога коротшого проміжку часу, необхідного для покращення стану. **Побічні реакції.** Порушення з боку травного тракту спостерігалися найчастіше. Повний перелік протипоказань, побічних реакцій, а також докладну інформацію про спосіб та особливості застосування можна знайти в інструкції для медичного застосування лікарського засобу Дексалгін® ІН'ЄКТ від 18.10.2023 р. № 1808, РП № UA/3764/01/01. **Виробник.** Альфасіма С.П.А., вул. Енріко Фермі, 1-65020 Аланно (Пескара), Італія.

ДЕКСАЛГІН® САШЕ. **Склад:** декскетопрофену трометамолу: 1 однодозовий пакет містить декскетопрофену трометамолу 36,90 мг, що еквівалентно декскетопрофену 25 мг. **Лікарська форма.** Гранули для орального розчину. **Показання.** Короточасне симптоматичне лікування гострого болю від легкого до середнього ступеня тяжкості, наприклад, м'язово-скелетний біль, дисменорея та зубний біль. **Протипоказання.** Підвищена чутливість до декскетопрофену, будь-якого іншого нестероїдного протизапального засобу (НПЗЗ) або до допоміжних речовин препарату. Помірне або тяжке порушення функції нирок (кліренс креатиніну ≤ 59 мл/хв). Тяжке порушення функції печінки (10-15 балів за шкалою Чайлда-П'ю) та інші. **Спосіб застосування та дози.** Дорослі. Залежно від виду та інтенсивності болю рекомендована доза становить 25 мг кожні 8 годин. Добова доза не повинна перевищувати 75 мг. Побічні дії можна звести до мінімуму шляхом застосування мінімальної ефективної дози протягом якомога коротшого проміжку часу, необхідного для усунення симптомів. Перед застосуванням розчинити вміст 1 пакета у скляній воді та добре перемішати для кращого розчинення. Отриманий розчин слід приймати відразу після приготування. Дексалгін® саше призначений тільки для короточасного застосування, необхідного для усунення симптомів. **Побічні реакції.** Порушення з боку травного тракту спостерігалися найчастіше. Повний перелік протипоказань, побічних реакцій, а також докладну інформацію про спосіб та особливості застосування можна знайти в інструкції для медичного застосування лікарського засобу Дексалгін® саше від 03.03.2023 р. № 428, РП № UA/9258/02/01. **Виробник.** Laboratorios Menarini S. A. Альфонс XII, 587, Бадалона, Барселона, 08918 Іспанія.

¹ Інструкція для медичного застосування лікарського засобу Дексалгін® ІН'ЄКТ від 03.03.2023 р. № 428, РП № UA/9258/01/01. ² Інструкція для медичного застосування лікарського засобу Дексалгін® саше від 03.03.2023 р. № 428, РП № UA/9258/02/01. ³ Інструкція для медичного застосування лікарського засобу Дексалгін® ІН'ЄКТ від 18.10.2023 р. № 1808, РП № UA/3764/01/01. ⁴ Sanchez-Carpene J, et al. Comparison of dexketoprofen trometamol and dipyrone in the treatment of renal colic. Clin Drug Invest 2003, 23:139-152. ⁵ Barbanjo MJ, et al. Clinical pharmacokinetics of dexketoprofen. Clin Pharmacokinet 2001, 40:245-262. ⁶ Marenco JL, et al. A multicentre, randomised, double-blind study to compare the efficacy and tolerability of dexketoprofen trometamol versus diclofenac in the symptomatic treatment of knee osteoarthritis. Clin Drug Invest 2000, 19:247-256. ⁷ Metscher B, et al. Dexketoprofen-trometamol and tramadol in acute lumbago. Fortschr Med Orig 2000, 118:147-151. ⁸ Leman P, et al. Randomised controlled trial of the onset of analgesic efficacy of dexketoprofen and diclofenac in lower limb injury. Emerg Med J 2003, 20:511-513. ⁹ Ay, MO et al. Comparison of the Analgesic Efficacy of Dexketoprofen Trometamol and Meperidine HCl in the Relief of Renal Colic. American Journal of Therapeutics 2013, May 9, 1-8. ¹⁰ Karaman Y, et al. Efficacy of Dexketoprofen trometamol for acute postoperative pain relief after ENT surgery: a comparison with paracetamol and metamizole. Nobel Medicus, 2010, 6(2), 47-53.

* Показання: симптоматичне лікування гострого болю від легкого до помірного (Дексалгін® ІН'ЄКТ) / від помірного до сильного (Дексалгін® ІН'ЄКТ) болю. Пациентам особливих груп (літнього віку, при порушеннях функції печінки легкого та помірного ступеня тяжкості, при порушеннях функції нирок легкого ступеня тяжкості) дозу препарату слід підбирати індивідуально. Обов'язково уважно ознайомтеся з повною інструкцією для медичного застосування лікарських засобів Дексалгін® від 03.03.2023 р. № 428, Дексалгін® ІН'ЄКТ від 18.10.2023 р. № 1808, Дексалгін® саше від 03.03.2023 р. № 428, а саме з повним переліком побічних ефектів, особливостей застосування, способом застосування та дозами. Дексалгін® не передбачений для тривалої терапії; лікування триває, поки є симптоми. Дексалгін® ІН'ЄКТ призначений для симптоматичного лікування гострого болю середньої та високої інтенсивності у випадках, коли пероральне застосування препарату недоцільне. Дексалгін® ІН'ЄКТ призначений для короточасного застосування, тому його слід застосовувати тільки у період гострого болю (не довше 2 діб). Пациєнтів слід переводити на пероральне застосування анагетиків, якщо це можливо. Дексалгін® саше призначений тільки для короточасного застосування, необхідного для усунення симптомів.