



Травма

www.mif-ua.com



Том 23, № 2, 2022

Від мрії до надії

**Перша в Україні клініка сучасної діагностики
та лікування нейроімунологічних захворювань**

ДІАГНОСТИКА ТА ЛІКУВАННЯ:

- ✿ Хронічних нейроінфекцій
- ✿ Епілепсій
- ✿ Розсіяного склерозу
- ✿ Панічних атак і депресій
- ✿ Енцефалітів та енцефаломієлітів
- ✿ Невритів та невралгій
- ✿ Міастеній
- ✿ Імунодефіцитів
- ✿ Демієлінізуючих полінейропатій
- ✿ Аутистичного спектра у дітей

☎ +38 067 689 88 33
+38 066 689 88 33
+38 063 689 88 33

🌐 www.vivereclinic.com
📍 м. Київ,
вул. Ломоносова, 71-Б



**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 2000 році
Періодичність виходу 6 разів на рік**

Том 23, № 2, 2022

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

Volume 23, № 2, 2022

Включений в наукометричні і спеціалізовані бази даних 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



Травма

Travma

Спеціалізований рецензований
науково-практичний журнал

Том 23, № 2, 2022

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

Передплатний індекс: 96022



Засновник журналу:
Донецький національний медичний
університет

Адреса редакції:
Україна, 04107, Київ, а/с № 74
Телефон: +38 (067) 325-10-26

www.mif-ua.com
http://trauma.zaslavsky.com.ua

Електронні адреси для звертань
З питань публікації статей
traumajournal@gmail.com
hurzufkonf@gmail.com
medredactor@i.ua

З питань передплати
info@mif-ua.com
тел.: +38 (067) 325-10-26

З питань розміщення реклами
та інформації про лікарські засоби
reclama@mif-ua.com
office@zaslavsky.kiev.ua
pavel89karpinskiy@gmail.com
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 № 6 від 23.06.2022 р.

Українською та англійською мовами

Свідчення про державну реєстрацію друкованого
засобу масової інформації КВ № 15994-4466Р. Видано
Міністерством юстиції України 02.11.2009 р.

Формат: 60×84/8. Ум. друк. арк. 7,79.
Тираж 8000 прим. Зам. 2022-траума-111.

Видавець Заславський О.Ю.
Адреса для листування: а/с 74, м. Київ, 04107
Свідчення суб'єкта видавничої справи
ДК № 2128 від 13.05.2005

Друк: ТОВ «Ландпрес»

Головний редактор
Климовицький Ф.В. (Лиман)

Заступник головного редактора
Тяжелов О.А. (Харків)

Відповідальний секретар
Гончарова Л.Д. (Київ)

Редакційна колегія

Бондаренко С.Є. (Харків), Вирва О.Є. (Харків),
Гайко Г.В. (Київ), Корж М.О. (Харків),
Климовицький В.Г. (Лиман), Лоскутов О.Є. (Дніпро),
Радченко В.О. (Харків), Страфун С.С. (Київ),
Філіпенко В.А. (Харків), Чернишова О.Є. (Краматорськ),
Hagen Schmal (Фрайбург, Німеччина),
Robert Smigielski (Варшава, Польща),
Francesco Benazzo (Павія, Італія)

Редакційна рада

Анкін М.Л. (Київ), Бур'янов О.А. (Київ),
Голка Г.Г. (Харків), Головаха М.Л. (Запоріжжя),
Грицай Н.П. (Київ), Гур'єв С.О. (Київ),
Зазірний І.М. (Київ), Левицький А.Ф. (Київ),
Піонтковський В.К. (Рівне), Рой І.В. (Київ),
Сулима В.С. (Івано-Франківськ), Сухін Ю.В. (Одеса),
Черниш В.Ю. (Краматорськ)

Editor-in-Chief

Klymovytsky F.V. (Lyman)

Deputy Editor-in-Chief

Tyazhelov O.A. (Kharkiv)

Responsible secretary

Goncharova L.D. (Kyiv)

Editorial Board

Bondarenko S.Y. (Kharkiv), Vyryva O.E. (Kharkiv),
Gayko G.V. (Kyiv), Korzh M.O. (Kharkiv),
Klymovytsky V.G. (Lyman), Loskutov O.E. (Dnipro),
Radchenko V.A. (Kharkiv), Strafun S.S. (Kyiv),
Filipenko V.A. (Kharkiv), Chernyshova O.Y. (Kramatorsk),
Hagen Schmal (Freiburg, Germany),
Robert Smigielski (Warszawa, Poland),
Francesco Benazzo (Pavia, Italia)

Editorial Council

Ankin M.L. (Kyiv), Buryanov O.A. (Kyiv),
Golka G.G. (Kharkiv), Golovakha M.L. (Zaporizhzhia),
Gricay N.P. (Kyiv), Guriev S.O. (Kyiv), Zazirny I.M. (Kyiv),
Levitsky A.F. (Kyiv), Piontkovsky V.K. (Rivne),
Roy I.V. (Kyiv), Sulima V.S. (Ivano-Frankivsk),
Sukhin Yu.V. (Odesa), Chernysh V.Yu. (Kramatorsk)

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, 2022
© НДІ травматології та ортопедії Донецького національного медичного університету, 2022
© Заславський О.Ю., 2022

Зміст

Оригінальні дослідження

Мовчанюк В.О., Жук П.М., Карпінська О.Д., Карпінський М.Ю. Аналіз результатів моноконділярного ендопротезування в умовах зниженої щільності кісткової тканини.....	4
Фіщенко В.О., Обейдат Халед Робота м'язів нижньої кінцівки за умови згинальної контрактури колінного суглоба.....	17
Камінська М.О., Дігтяр В.А., Яресько О.В. Обґрунтування оптимальної довжини та форми пластини для корекції вродженої лійкоподібної деформації грудної клітки	25
Левицький А.Ф., Бур'янов О.А., Омельченко Т.М., Овдій М.О., Летуча Н.П., Суббота І.А., Карпінський М.Ю. Біомеханічні аспекти функціонального лікування сколіотичної деформації хребта	29

Лікарю, що практикує

Оліфіренко О.І., Герцен Г.І., Мовчан О.С., Сергієнко Р.О., Бурсук Ю.Є. Новітні регенеративні технології в лікуванні остеоартриту великих суглобів	40
--	----

Огляд

Тесленко С.О. Особливості анатомії, класифікації травматичних ушкоджень грудного відділу хребта (огляд літератури).....	47
Герцен Г.І., Крижевський В.В., Гапон О.М., Мовчан О.С., Дибкалюк С.В., Процик А.І., Білоножкін Г.Г., Остапчук Р.М. Комплексний аналіз переломів ключиці в середній третині (огляд літератури).....	54
Фіщенко В.О., Хасавнех Айхам Тваринні моделі іммобілізаційних контрактур. Огляд методів та тенденцій	60
Нехлопочин О.С., Вороді М.В., Чешук Є.В. Можливості AOSpine Thoracolumbar Spine Injury Classification System у визначенні тактики лікування травматичних ушкоджень грудопоперекового переходу (огляд літератури)	68

Contents

Original Researches

V.O. Movchaniuk, P.M. Zhuk, O.D. Karpinska, M.Yu. Karpinsky Analysis of the results of monocondillary endoprosthesis in conditions of low bone density of bone tissue.....	4
V.O. Fishchenko, Khaled Jamal Saleh Obeidat The work of the lower limb muscles under conditions of the knee flexible contract	17
M.O. Kaminska, V.A. Dihtiar, O.V. Yaresko Substantiation of the optimal length and shape of the plate for the correction of congenital funnel-shaped deformity of the chest	25
A.F. Levitsky, O.A. Buryanov, T.M. Omelchenko, M.O. Ovdiy, N.P. Letucha, I.A. Subbota, M.Yu. Karpinsky Biomechanical aspects of functional treatment of scoliotic spine deformation	29

To General Practitioner

O.I. Olifirenko, H.I. Hertsen, O.S. Movchan, R.O. Serhienko, Yu.Ye. Bursuk The modern regenerative technologies in the treatment of osteoarthritis of the large joints	40
---	----

Review

Teslenko S.O. Features of anatomy, classification of traumatic injuries of the thoracic spine (literature review)	47
G.I. Herzen, V.V. Krizevskiy, A.N. Gapon, O.S. Movchan, S.V. Dybkalyuk, A.I. Protsyk, G.G. Bilonozhkin, R.M. Ostapchuk Comprehensive analysis of fractures of the clavicle in the middle third (literature review)	54
V.O. Fishchenko, Ayham Khasawneh Animal models of immobilization contractures. Overview of methods and trends.....	60
O.S. Nekhlopochyn, M.V. Vorodi, Ie.V. Cheshuk AOSpine Thoracolumbar Spine Injury Classification System in determining the treating tactics of thoracolumbar junction traumatic injuries (literature review)	68

Мовчанюк В.О.¹, Жук П.М.¹, Карпінська О.Д.², Карпінський М.Ю.²

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

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

Аналіз результатів моноконділярного ендопротезування в умовах зниженої щільності кісткової тканини

Резюме. Актуальність. Біль є основною причиною ендопротезування суглобів, але для багатьох пацієнтів це дає можливість відновити функціональні спроможності. Анкети для самозвітів відображають сприйняття людьми власного стану здоров'я та задоволеність ним. Більше того, фізичні функції краще характеризують самі пацієнти, ніж лікарі. **Мета:** визначити ефективність розробленої методики моноконділярного ендопротезування колінного суглоба в умовах зниженої щільності кісткової тканини. **Матеріали та методи.** Були досліджені 3 групи пацієнтів: I група — 59 (67,8 %) осіб, пацієнти з нормальною щільністю кістки, яких оперували за класичною методикою моноконділярного ендопротезування; II група — 6 (6,9 %) осіб, пацієнти зі зниженою щільністю кісткової тканини, яким було проведено моноконділярне ендопротезування за авторською методикою, III група — 22 (25,3 %) пацієнти зі зниженою щільністю кісткової тканини, яким виконували моноконділярне ендопротезування колінного суглоба за класичною методикою. Усім пацієнтам до та через рік після ендопротезування було проведено анкетування за опитувальником KOOS. **Результати.** До лікування пацієнти відчували значні незручності з колінним суглобом, що проявляється больовим синдромом при рухах колінного суглоба — згинанні та розгинанні, ходьбі не тільки сходами, а й по рівній поверхні. Хворі в більшості випадків скаржаться на набряк колінного суглоба, болі вночі та після тривалого відпочинку. Симптоматика більше проявляється в пацієнтів старшого віку (понад 65 років) та у хворих зі зниженою щільністю кісткової тканини — остеопорозом, що є ускладнюючим фактором. Стан пацієнтів після ендопротезування також залежить не тільки від якості проведеної операції, а й від віку пацієнта, тобто чим більший вік хворого, тим вища ймовірність гіршого результату, а також від наявності супутніх захворювань, особливо остеопорозу. Гірші результати ендопротезування у пацієнтів III групи були пов'язані з ускладненнями, які в деяких хворих призвели до ревізій. **Висновки.** У пацієнтів II групи, яким було зроблене моноконділярне ендопротезування за новою методикою, результати наближалися до таких I групи — пацієнтів без остеопорозу. З огляду на те, що в II групі були пацієнти доволі похилого віку, результати ендопротезування трохи нижчі, але близькі до таких I групи та кращі, ніж у пацієнтів III групи. Ускладнень у пацієнтів II групи не було. Авторська методика моноконділярного ендопротезування колінного суглоба дозволяє не тільки отримати хороші результати на фоні остеопоротичних змін, а і збільшити вікову границю оперованих хворих, вона може бути запропонована до більш широкого використання.

Ключові слова: колінний суглоб; моноконділярне ендопротезування; остеопороз

Вступ

Останніми роками частота ендопротезування колінного суглоба збільшилася [1]. Біль є основною причиною ендопротезування суглобів, але для багатьох пацієнтів це дає можливість відновити функціональні спроможності [2]. Пацієнти мають різні рівні очікування щодо післяопераційного функціональ-

ного покращення та повернення до фізичних вправ, спортивної діяльності та повноцінного повсякденного життя [3].

Сьогодні задоволеність пацієнтів стала основним напрямком при оцінці результатів ендопротезування [4]. Анкети для самозвітів відображають сприйняття людьми власного стану здоров'я та задоволеність ним

[5]. Більше того, фізичні функції краще характеризують самі пацієнти, ніж лікарі.

Шкала результатів травм коліна та остеоартриту (KOOS) — це спеціальний інструмент для коліна, розроблений для оцінки ставлення пацієнтів до свого коліна та пов'язаних із ним проблем. KOOS оцінює як короткострокові, так і довгострокові наслідки захворювання коліна. Він містить 42 пункти по 5 субшкалах, що оцінюють окремо: біль, інші симптоми, функції у повсякденному житті, функції у спорті та відпочинку та якість життя, пов'язані з коліном.

Опитувальник KOOS був розроблений у 1990-х роках. З моменту першої публікації 1998 року психометричні властивості KOOS оцінювалися більше ніж у двадцяти окремих дослідженнях у всьому світі. Крім того, KOOS оцінювався та порівнювався з іншими інструментами у кількох оглядах [6–9].

Мета: визначити ефективність, розробленої методики моноконділярного ендопротезування колінного суглоба в умовах зниженої щільності кісткової тканини.

Матеріали та методи

Для порівняльного аналізу результатів лікування пацієнтів зі зниженою щільністю кісткової тканини за класичною та авторською методиками були досліджені 3 групи пацієнтів. I група — 59 (67,8 %) осіб, пацієнти з нормальною щільністю кістки, яких оперували за класичною методикою моноконділярного ендопротезування; II група — 6 (6,9 %) осіб, пацієнти зі зниженою щільністю кісткової тканини, яким було проведено моноконділярне ендопротезування за авторською методикою (рис. 1). Авторська методика полягає в тому, що в разі інтраопераційного виявлення зниженої щільності кісткової тканини великогомілкової кістки нами з превентивною метою проводилось установлення в сагітальній площині двох кортикальних гвинтів у великогомілкову кістку нижче від опилу плато [10]. III група — 22 (25,3 %) пацієнти зі зниженою щільністю кісткової тканини, яким виконували моноконділярне ендопротезування колінного суглоба за класичною методикою.

Усім пацієнтам до та через рік після ендопротезування було проведено анкетування щодо функціональних можливостей і проблем, пов'язаних із колінним суглобом, за опитувальником KOOS.

Статистичний аналіз включав такі розділи анкети: «Симптоми» (S1-S4), «Скутість» (S5-S6), «Біль» (P1-P9) та «Якість життя» (Q1-Q4). Оцінку повсякденного життя та спорту не проводили через те, що великий розкид пацієнтів за віком пояснює значний розкид відповідей на питання і результат після ендопротезування.

Дані анкет були оброблені статистично. Враховуючи номінальний характер даних, використовували метод спряжених таблиць із розрахунком за критерієм V Крамера [11].

Результати та обговорення

Треба відзначити, що відповіді пацієнтів часто мали неоднозначний характер, що пов'язано із семантикою таких понять, як «інколи — рідко», «слабкий — по-



Рисунок 1. Приклад моноконділярного ендопротезування колінного суглоба з армуванням тибіального плато кортикальними гвинтами

мірний», «сильний — дуже сильний». Тому результати опитувальника KOOS, як і всіх подібних, заснованих на відчутті пацієнта, мають відносну значущість. Оцінку стану суглоба після ендопротезування в пацієнтів із двобічним гонартрозом проводили після двобічного ендопротезування. Розподіл пацієнтів за ознакою набрякання коліна наведено в табл. 1.

До лікування відмічали набряк колінного суглоба часто 26 (29,9 %) і завжди — 61 (70,1 %) пацієнт, причому різниці в розподілі цього симптому між групами не виявлено ($p = 0,090$).

Після ендопротезування кращі результати спостерігали у пацієнтів I групи: відсутність набряку колінного суглоба відмічали 28 (47,5 %) пацієнтів, у 20 (33,9 %) такий симптом спостерігався рідко, в 11 (18,6 %) — інколи. У пацієнтів II групи симптом набряку колінного суглоба був відсутній у 2 (33,3 %), рідко — у 3 (50,0 %) і іноді — в 1 (16,7 %). Гірші результати були в пацієнтів III групи: у 9 (40,9 %) пацієнтів інколи, у 10 (45,5 %) — рідко були скарги на набрякання коліна, відсутність симптому відмічали 3 (13,6 %) хворі. Статистичної значущості в розподілі симптому набрякання колінного суглоба після ендопротезування не виявлено ($p = 0,058$), але відзначена більша кількість пацієнтів із набряками коліна в III групі.

Результати аналізу симптому скреготу чи хрусту в колінному суглобі наведені в табл. 2.

На частий та постійний шум (хрускіт, скрегіт) у колінному суглобі до лікування скаржилися 75 (86,2 %) пацієнтів, розподіл цього симптому в групах однаковий ($p = 0,029$).

Після ендопротезування відмічали значуще зменшення симптому, але у пацієнтів III групи рідко (15 (68,2 %) осіб) шум все ж спостерігався, тоді як у I групі рідкісний шум відмічали 25 (42,4 %) осіб, а у II групі — 2 (33,3 %) пацієнти. Незважаючи на явне збільшення ускладнень у пацієнтів III групи, розподіл симптому після ендопротезування в групах статистично незначущий ($p = 0,088$).

Аналіз симптому заклинювання чи блокування коліна при рухах наведений у табл. 3.

За даними статистичного аналізу, симптом заклинювання в колінному суглобі при рухах спостерігався часто та завжди у 87,4 % випадків зі статистично однаковою ($p = 0,084$) частотою в групах пацієнтів. Після операції ендопротезування колінного суглоба у 46 (52,9 %) осіб цей симптом повністю зник. Але 41

(47,1 %) пацієнт іноді або рідко відмічав утруднення рухів. Треба сказати, що в пацієнтів III групи заклинювання коліна після ендопротезування спостерігалось у 6 (12,6 %) випадках. Різниця у розподілі частоти симптому заклинювання у коліні після ендопротезування не виявлено ($p = 0,140$).

Аналіз анкетних даних за симптомом здатності повного розгинання колінного суглоба наведений у табл. 4.

За даними проведеного статистичного аналізу, 81,6 % пацієнтів до лікування здатні були інколи (рідко) повністю розігнути колінний суглоб. Причому у 2 (33,3 %) осіб II групи та 6 (27,3 %) осіб III групи колінний суглоб повністю не розгинався ніколи. Значущої різниці в розподілі симптому не виявлено ($p = 0,360$). Після ендопротезування 24,1 % пацієнтів не відмічали труднощів у повному розгинанні коліна, але ознаки незначної згинальної контрактури спостерігали у 39 (44,8 %) пацієнтів. Частіше симптом зберігався у пацієнтів III групи — у 13 (59,1 %)

Таблиця 1. Результати аналізу розподілу пацієнтів у групах за симптомом «S1. Набрякання коліна»

Групи	Термін	S1. Чи мали Ви набрякання коліна? (абс. (%))				
		Ніколи	Рідко	Інколи	Часто	Завжди
I (n = 59)	До				22 (37,3)	37 (62,7)
	Після	28 (47,5)	20 (33,9)	11 (18,6)		
II (n = 6)	До				1 (16,7)	5 (83,3)
	Після	2 (33,3)	3 (50,0)	1 (16,7)		
III (n = 22)	До				3 (13,6)	19 (86,4)
	Після	3 (13,6)	10 (45,5)	9 (40,9)		
Усього (n = 87)	До				26 (29,9)	61 (70,1)
	Після	33 (37,9)	33 (37,9)	21 (24,1)		
p	До				$V_{kr} = 0,235; p = 0,090$	
	Після	$V_{kr} = 0,229; p = 0,058$				

Таблиця 2. Результати аналізу розподілу пацієнтів у групах за симптомом «S2. Скрегіт, хрускіт або інший вид шуму в колінному суглобі при рухах»

Групи	Термін	S2. Чи відчували Ви скрегіт, чули хрускіт або будь-який інший вид шуму, коли Ви робили рухи у колінному суглобі? (абс. (%))				
		Ніколи	Рідко	Інколи	Часто	Завжди
I (n = 59)	До			12 (20,3)	26 (44,1)	21 (35,6)
	Після	34 (57,6)	25 (42,4)			
II (n = 6)	До				1 (16,7)	5 (83,3)
	Після	4 (66,7)	2 (33,3)			
III (n = 22)	До				13 (59,1)	9 (40,9)
	Після	7 (31,8)	15 (68,2)			
Усього (n = 87)	До			12 (13,8)	40 (46,0)	35 (40,2)
	Після	45 (51,7)	42 (48,3)			
p	До				$V_{kr} = 0,249; p = 0,029$	
	Після	$V_{kr} = 0,236; p = 0,088$				

осіб. Статистичної різниці в розподілі симптому не виявлено ($p = 0,376$).

Аналіз даних анкети щодо здатності повністю зігнути коліно наведений у табл. 5.

За аналізом анкетних даних щодо здатності згинання колінного суглоба було визначено, що до лікування 32 (36,8 %) пацієнти ніколи не могли зігнути повністю суглоб, причому найбільше таких пацієнтів було в III групі — 15 (68,2 %) осіб та II групі — 3 (50,0 %) особи, у той же час у I групі таких пацієнтів було 14 (23,7 %). У I групі 18 (30,5 %) осіб могли іноді згинати колінний суглоб повністю, у II групі таких хворих не було, а в III — тільки 2 (9,1 %). Різниця в розподілі пацієнтів за цим симптомом була статистично значущою ($p = 0,003$), це пояснюється полегшенням симптоматики в I групі, що вплинуло на розподіл.

Треба відмітити, що деякі конструкції ендопротезів не дають можливості повного згинання, отже, за норму треба вважати кут згинання 105° , тобто функціональ-

но необхідний кут для здійснення повноцінної ходьби, підйому сходами, сидіння та вставання зі стільця. Після ендопротезування у 21 (24,1 %) пацієнта повністю відновились здатність згинання коліна, переважно в I групі — 17 (28,8 %) осіб. Найгірші результати були у пацієнтів III групи: 14 (63,6 %) осіб тільки інколи могли згинати коліно повністю, у I групі таких пацієнтів було 17 (28,8 %). Різниця в розподілі в групах за цим симптомом статистично значуща ($p = 0,024$).

Результати статистичного аналізу даних щодо симптому скутості в колінному суглобі вранці наведені в табл. 6.

За даними проведеного аналізу визначено, що сильну та дуже сильну скутість у колінному суглобі при прокиданні вранці відмічала 71 (81,6 %) особа, причому найбільше на цей симптом скаржилися пацієнти III групи — 20 (90,9 %), хоча і в I групі таких осіб було багато — 45 (76,3 %). У розподілі симптому по групах встановлена значуща різниця ($p = 0,001$).

Таблиця 3. Результати аналізу розподілу пацієнтів у групах за симптомом «S3. Заклинювання або блокування коліна при рухах»

Групи	Термін	S3. Чи мали Ви заклинювання або блокування коліна, коли Ви ним рухали? (абс. (%))				
		Ніколи	Рідко	Інколи	Часто	Завжди
I (n = 59)	До			11 (18,6)	27 (45,8)	21 (35,6)
	Після	34 (57,6)	20 (33,9)	5 (8,5)		
II (n = 6)	До				3 (50,0)	3 (50,0)
	Після	4 (66,7)	2 (33,3)			
III (n = 22)	До				16 (72,7)	6 (27,3)
	Після	8 (36,4)	8 (36,4)	6 (27,3)		
Усього (n = 87)	До			11 (12,6)	46 (52,9)	30 (34,5)
	Після	46 (52,9)	30 (34,5)	11 (12,6)		
p	До	$V_{kr} = 0,217; p = 0,084$				
	Після	$V_{kr} = 0,200; p = 0,140$				

Таблиця 4. Результати аналізу розподілу пацієнтів у групах за симптомом «S4. Здатність повністю розігнути колінний суглоб»

Групи	Термін	S4. Чи могли Ви повністю розігнути Ваше коліно? (абс. (%))				
		Завжди	Часто	Інколи	Рідко	Ніколи
I (n = 59)	До			14 (23,7)	37 (62,7)	8 (13,6)
	Після	17 (28,8)	18 (30,5)	24 (40,7)		
II (n = 6)	До			1 (16,7)	3 (50,0)	2 (33,3)
	Після	2 (33,3)	2 (33,3)	2 (33,3)		
III (n = 22)	До			2 (9,1)	14 (63,6)	6 (27,3)
	Після	2 (9,1)	7 (31,8)	13 (59,1)		
Усього (n = 87)	До			17 (19,5)	54 (62,1)	16 (18,4)
	Після	21 (24,1)	27 (31,0)	39 (44,8)		
p	До	$V_{kr} = 0,158; p = 0,360$				
	Після	$V_{kr} = 0,156; p = 0,376$				

Після лікування скутість у колінному суглобі повністю зникла у 36 (41,4 %) пацієнтів, більше таких осіб було в I групі — 28 (47,5 %) та II групі — 3 (50,0 %). Часткове збереження симптому у вигляді помірної скутості відзначалося у 5 (22,7 %) пацієнтів III групи, 5 (8,5 %) пацієнтів I групи та в 1 (16,7 %) — II групи. Незважаючи на гірші результати у III групі, розподіл симптому в групах статистично незначущий ($p = 0,219$).

Статистичний аналіз (табл. 7) показав, що тільки 26 (29,9 %) пацієнтів відмічають сильну скутість у колінному суглобі після відпочинку, переважно це пацієнти III групи — 12 (54,5 %). 65,6 % осіб оцінюють цей симптом як помірний, а 4,6 % (4 особи I групи) — як слабкий. Різниця в розподілі симптому в групах виявилась статистично значущою ($p = 0,040$).

Після ендопротезування колінного суглоба у 24 (27,6 %) пацієнтів відмічалась помірна скутість суглоба після відпочинку, переважно у III групі — 10 (45,5 %) осіб. Відсутність симптому скутості відмічали

29 (33,3 %) осіб, переважно в I групі — 25 (42,4 %). У більшості випадків (39,1 %) пацієнти відмічали слабку скутість. Розподіл симптому в групах статистично незначущий ($p = 0,075$).

Результати статистичного аналізу щодо болю в колінному суглобі наведені в табл. 8.

За даними аналізу було визначено, що до лікування 98,9 % пацієнтів щодня або завжди відчували біль у колінному суглобі, різниці у розподілі болю між групами не було ($p = 0,788$). Після ендопротезування 9 (15,3 %) пацієнтів I групи болю в коліні не відмічали, притому 39,1 % скаржилися на періодичні болі в коліні, із них у I групі — 20 (33,9 %) на щомісячний біль, 24 (40,7 %) — на щотижневий біль та 6 (10,2 %) — на щоденний біль, із II групи на щотижневий і щомісячний біль скаржилися по 3 (50,0 %) пацієнти, у III групі 11 (50,0 %) осіб відмічали періоди болю щомісячно, 9 (40,9 %) — щотижня та 2 (9,1 %) — щодня. Розподіл симптому болю

Таблиця 5. Результати аналізу розподілу пацієнтів у групах за симптомом «S5. Здатність повністю зігнути колінний суглоб»

Групи	Термін	S5.2. Чи могли Ви повністю зігнути Ваше коліно? (абс. (%))				
		Завжди	Часто	Інколи	Рідко	Ніколи
I (n = 59)	До			18 (30,5)	27 (45,8)	14 (23,7)
	Після	17 (28,8)	18 (30,5)	17 (28,8)	7 (11,9)	
II (n = 6)	До				3 (50,0)	3 (50,0)
	Після	1 (16,7)	4 (66,7)	1 (16,7)		
III (n = 22)	До			2 (9,1)	5 (22,7)	15 (68,2)
	Після	3 (13,6)	2 (9,1)	14 (63,6)	2 (9,1)	1 (4,5)
Усього (n = 87)	До			20 (23,0)	35 (40,2)	32 (36,8)
	Після	21 (24,1)	24 (27,6)	32 (36,8)	9 (10,3)	1 (1,1)
p	До	$V_{kr} = 0,302; p = 0,003$				
	Після	$V_{kr} = 0,318; p = 0,024$				

Таблиця 6. Результати аналізу розподілу пацієнтів у групах за симптомом «S6. Скутість у колінному суглобі при прокиданні вранці»

Групи	Термін	S6. Наскільки сильною була скутість Вашого колінного суглоба одразу після того, як Ви прокидалися вранці? (абс. (%))				
		Відсутня	Слабка	Помірна	Сильна	Дуже сильна
I (n = 59)	До			14 (23,7)	41 (69,5)	4 (6,8)
	Після	28 (47,5)	26 (44,1)	5 (8,5)		
II (n = 6)	До				4 (66,7)	2 (33,3)
	Після	3 (50,0)	2 (33,3)	1 (16,7)		
III (n = 22)	До			2 (9,1)	9 (40,9)	11 (50,0)
	Після	5 (22,7)	12 (54,5)	5 (22,7)		
Усього (n = 87)	До			16 (18,4)	54 (62,1)	17 (19,5)
	Після	36 (41,4)	40 (46,0)	11 (12,6)		
p	До	$V_{kr} = 0,348; p = 0,001$				
	Після	$V_{kr} = 0,182; p = 0,219$				

між групами після ендопротезування був статистично незначущим ($p = 0,395$).

Розглядаючи наявність болю в колінному суглобі в пацієнтів із гонартрозом при виконанні деяких рухів, треба відмітити, що біль при згинанні/розгинанні коліна, біль при опорі на одну кінцівку та інші рухи із навантаженням коліна є першою ознакою запальних явищ. Тому чим триваліший дегенеративний процес у суглобі, тим сильніший больовий синдром.

Аналіз больового синдрому в колінному суглобі при повертанні на нозі наведений у табл. 9.

Повертання на нозі є доволі болісним рухом, тому перед лікуванням всі пацієнти оцінювали біль при цих рухах як сильний чи дуже сильний ($p = 0,191$).

Після ендопротезування болю при повертанні на нозі не відмічали лише 11 (12,6 %) із всіх хворих. Решта відмічали наявність слабого болю — 32 (36,8 %) та помірного — 44 (50,6 %) особи. Різниці у розподілі синдрому між групами не знайдено ($p = 0,264$). Треба

відмітити, що дані рухи не рекомендовані пацієнтам після ендопротезування й можуть бути лише невимішено випадковими.

Результати аналізу наявності больового синдрому при повному розгинанні колінного суглоба наведені в табл. 10.

До лікування тільки 5,7 % пацієнтів оцінювали біль при повному розгинанні колінного суглоба як помірний, інші відмічали сильний чи дуже сильний. Різниці між групами не знайдено ($p = 0,217$).

Після ендопротезування більшість пацієнтів (69,0 %) відмічали слабкий біль при повному розгинанні коліна, біль відсутній був у 10 (16,9 %) пацієнтів I групи, 1 (16,7 %) — II та 2 (9,1 %) — III групи. Помірний біль при повному розгинанні коліна відмічали 8 (13,6 %) пацієнтів I групи, у II групі — 1 (16,7 %), у III — 5 (22,7 %). Хоча значущої різниці не знайдено ($p = 0,217$), у III групі більша частина пацієнтів відмічала помірний біль.

Таблиця 7. Результати аналізу розподілу пацієнтів у групах за симптомом «S7. Скутість у колінному суглобі після відпочинку»

Групи	Термін	S7. Наскільки сильною була скутість Вашого коліна після того, як Ви сиділи, лежали або відпочивали пізніше вдень? (абс. (%))			
		Відсутня	Слабка	Помірна	Сильна
I (n = 59)	До		4 (6,8)	43 (72,9)	12 (20,3)
	Після	25 (42,4)	22 (37,3)	12 (20,3)	
II (n = 6)	До			4 (66,7)	2 (33,3)
	Після	1 (16,7)	3 (50,0)	2 (33,3)	
III (n = 22)	До			10 (45,5)	12 (54,5)
	Після	3 (13,6)	9 (40,9)	10 (45,5)	
Усього (n = 87)	До		4 (4,6)	57 (65,5)	26 (29,9)
	Після	29 (33,3)	34 (39,1)	24 (27,6)	
p	До	$V_{kr} = 0,240; p = 0,040$			
	Після	$V_{kr} = 0,221; p = 0,075$			

Таблиця 8. Результати аналізу розподілу пацієнтів у групах за симптомом «P1. Біль у колінному суглобі»

Групи	Термін	P1.2. Як часто Ви відчуваєте біль у коліні? (абс. (%))				
		Ніколи	Щомісяця	Щотижня	Щодня	Завжди
I (n = 59)	До			1 (1,7)	47 (79,7)	11 (18,6)
	Після	9 (15,3)	20 (33,9)	24 (40,7)	6 (10,2)	
II (n = 6)	До				4 (66,7)	2 (33,3)
	Після		3 (50,0)	3 (50,0)		
III (n = 22)	До				19 (86,4)	3 (13,6)
	Після		11 (50,0)	9 (40,9)	2 (9,1)	
Усього (n = 87)	До			1 (1,1)	70 (80,5)	16 (18,4)
	Після	9 (10,3)	34 (39,1)	36 (41,4)	8 (9,2)	
p	До	$V_{kr} = 0,099; p = 0,788$				
	Після	$V_{kr} = 0,190; p = 0,395$				

Результати оцінки болю при повному згинанні коліна наведені в табл. 11.

За даними проведеного аналізу анкетних даних було визначено, що до лікування 89,6 % хворих оцінювали біль при згинанні колінного суглоба як сильний та дуже сильний, у I групі 8 (13,6 %) пацієнтів оцінювали біль при згинанні коліна як помірний. Різниця в розподілі болю при згинанні колінного суглоба між групами не було ($p = 0,188$).

Після лікування більшість пацієнтів (52,9 %) не відмічали болю при згинанні коліна, найбільше таких осіб в I групі (40 (67,8 %)), також у II групі 4 (66,7 %) особи не відмічали болю при згинанні коліна, на відміну від хворих III групи, у якій таких пацієнтів було лише 2 (9,1 %). В III групі 10 (45,5 %) осіб оцінювали біль при згинанні коліна як слабкий та 9 (40,9 %) — як помірний. Отже, за результатами лікування різниця між групами за больовим синдромом при згинанні коліна була статистично значущою ($p = 0,001$).

Аналіз даних анкет щодо болю в колінному суглобі при ходьбі по плоскій поверхні (табл. 12) показав, що переважна більшість пацієнтів (85,1 %) оцінює його як помірний, і тільки 6 хворих III групи (27,3 %) та 5 пацієнтів із I групи (8,5 %) скаржилися на сильний біль.

Після ендопротезування кращі результати були в I групі: 42 (71,2 %) особи не відмічали болю при ходьбі, у II групі таких пацієнтів було 3 (50,0 %), у III — 5 (22,7 %). Слабкий біль при ходьбі відмічали 10 (45,5 %) пацієнтів III групи, 2 (33,3 %) — у II групі та 16 (27,1 %) — у I. Решта 9,2 % хворих відмічали помірний біль, більшість із них — хворі III групи — 6 (27,3 %).

За даними статистичного аналізу щодо болю під час ходьби вгору або вниз сходами (табл. 13) було визначено, що 86,2 % пацієнтів мали сильний чи дуже сильний біль у колінному суглобі, і тільки 12 (20,3 %) осіб I

Таблиця 9. Результати аналізу розподілу пацієнтів у групах за симптомом «Р2. Біль у колінному суглобі при повертанні на нозі»

Групи	Термін	Р2. Наскільки сильний біль Ви відчували в коліні за останній тиждень під час повертання на нозі? (абс. (%))				
		Відсутній	Слабкий	Помірний	Сильний	Дуже сильний
I (n = 59)	До				50 (84,7)	9 (15,3)
	Після	8 (13,6)	19 (32,2)	32 (54,2)		
II (n = 6)	До				4 (66,7)	2 (33,3)
	Після	2 (33,3)	2 (33,3)	2 (33,3)		
III (n = 22)	До				15 (68,2)	7 (31,8)
	Після	1 (4,5)	11 (50,0)	10 (45,5)		
Усього (n = 87)	До				69 (79,3)	18 (20,7)
	Після	11 (12,6)	32 (36,8)	44 (50,6)		
p	До				$V_{kr} = 0,195; p = 0,191$	
	Після	$V_{kr} = 0,173; p = 0,264$				

Таблиця 10. Результати аналізу розподілу пацієнтів у групах за симптомом «Р3. Біль у колінному суглобі при повному розгинанні»

Групи	Термін	Р3. Наскільки сильний біль Ви відчували у коліні за останній тиждень під час повного розгинання коліна? (абс. (%))				
		Відсутній	Слабкий	Помірний	Сильний	Дуже сильний
I (n = 59)	До			5 (8,5)	52 (88,1)	2 (3,4)
	Після	10 (16,9)	41 (69,5)	8 (13,6)		
II (n = 6)	До				6 (100,0)	
	Після	1 (16,7)	4 (66,7)	1 (16,7)		
III (n = 22)	До				19 (86,4)	3 (13,6)
	Після	2 (9,1)	15 (68,2)	5 (22,7)		
Усього (n = 87)	До			5 (5,7)	77 (88,5)	5 (5,7)
	Після	13 (14,9)	60 (69,0)	14 (16,1)		
p	До				$V_{kr} = 0,182; p = 0,217$	
	Після	$V_{kr} = 0,094; p = 0,823$				

групи оцінювали біль при цих рухах як помірний. Розподіл за цим синдромом між групами статистично незначущий ($p = 0,118$).

Після ендопротезування в більшості хворих (44,8 %) біль при ходьбі сходами зник, переважно у пацієнтів I групи — 35 (59,3 %), в II групі — у 2 (33,3 %) осіб, у III групі — у 2 (9,1 %). Пацієнти III групи переважно відмічали наявність помірного болю при ходьбі сходами — 10 (45,5 %) осіб. Розподіл даного синдрому між групами статистично значущий ($p = 0,001$).

Проведений статистичний аналіз прояву болю в пацієнтів із гонартрозом вночі (табл. 14) до лікування показав, що 66,7 % хворих відмічали помірний біль і 26,4 % — сильний. Різниця у розподілі больового синдрому в нозі між групами не виявлено ($p = 0,458$).

Після ендопротезування хворі відмічали відсутність болю вночі: у I групі — 33 (55,9 %) та у II групі — 2

(33,3 %) особи. Слабкий біль відмічали пацієнти I групи — 20 (33,9 %), II — 2 (33,3 %), III — 6 (27,3 %). 17 пацієнтів оцінювали нічний біль як помірний, серед них 6 (10,2 %) — із I групи, II — 2 (33,3 %), III — 9 (40,9 %), причому 3 (13,6 %) особи з III групи скаржилися на прояви сильного нічного болю. Розподіл больового синдрому вночі між групами статистично значущий ($p = 0,001$).

Результати аналізу даних анкет щодо болю при сидінні чи лежанні наведені в табл. 15.

До лікування переважна більшість пацієнтів оцінювала біль у колінному суглобі при сидінні та лежанні як помірний (67,8 %), 18,4 % — як сильний і 13,8 % — як дуже сильний. Розподіл больового синдрому між групами виявився незначущим ($p = 0,064$).

Після ендопротезування колінного суглоба 60,9 % пацієнтів не відмічали болю при сидінні чи лежанні,

Таблиця 11. Результати аналізу розподілу пацієнтів у групах за симптомом «Р4. Біль у колінному суглобі при повному згинанні»

Групи	Термін	Р4. Наскільки сильний біль Ви відчували у коліні за останній тиждень під час повного згинання коліна? (абс. (%))				
		Відсутній	Слабкий	Помірний	Сильний	Дуже сильний
I (n = 59)	До			8 (13,6)	48 (81,4)	3 (5,1)
	Після	40 (67,8)	14 (23,7)	5 (8,5)		
II (n = 6)	До				6 (100,0)	
	Після	4 (66,7)	1 (16,7)	1 (16,7)		
III (n = 22)	До			1 (4,5)	17 (77,3)	4 (18,2)
	Після	2 (9,1)	10 (45,5)	9 (40,9)	1 (4,5)	
Усього (n = 87)	До			9 (10,3)	71 (81,6)	7 (8,0)
	Після	46 (52,9)	25 (28,7)	15 (17,2)	1 (1,1)	
p	До			$V_{kr} = 0,188; p = 0,188$		
	Після	$V_{kr} = 0,389; p = 0,001$				

Таблиця 12. Результати аналізу розподілу пацієнтів у групах за симптомом «Р5. Біль у колінному суглобі при ходьбі по плоскій поверхні»

Групи	Термін	Р5. Наскільки сильний біль Ви відчували в коліні за останній тиждень під час ходьби по плоскій поверхні? (абс. (%))			
		Відсутній	Слабкий	Помірний	Сильний
I (n = 59)	До		2 (3,4)	52 (88,1)	5 (8,5)
	Після	42 (71,2)	16 (27,1)	1 (1,7)	
II (n = 6)	До			6 (100,0)	
	Після	3 (50,0)	2 (33,3)	1 (16,7)	
III (n = 22)	До			16 (72,7)	6 (27,3)
	Після	5 (22,7)	10 (45,5)	6 (27,3)	1 (4,5)
Усього (n = 87)	До		2 (2,3)	74 (85,1)	11 (12,6)
	Після	50 (57,5)	28 (32,2)	8 (9,2)	1 (1,1)
p	До		V _{кр} = 0,199; p = 0,144		
	Після	V _{кр} = 0,364; p = 0,001			

Таблиця 13. Результати аналізу розподілу пацієнтів у групах за симптомом «Р6. Біль у колінному суглобі під час ходьби вгору або вниз сходами»

Групи	Термін	Р6. Наскільки сильний біль Ви відчували у коліні за останній тиждень під час ходьби вгору або вниз сходами? (абс. (%))				
		Відсутній	Слабкий	Помірний	Сильний	Дуже сильний
I (n = 59)	До			12 (20,3)	38 (64,4)	9 (15,3)
	Після	35 (59,3)	17 (28,8)	7 (11,9)		
II (n = 6)	До				4 (66,7)	2 (33,3)
	Після	2 (33,3)	2 (33,3)	2 (33,3)		
III (n = 22)	До				17 (77,3)	5 (22,7)
	Після	2 (9,1)	7 (31,8)	10 (45,5)	3 (13,6)	
Усього (n = 87)	До			12 (13,8)	59 (67,8)	16 (18,4)
	Після	39 (44,8)	26 (29,9)	19 (21,8)	3 (3,4)	
p	До			$V_{kr} = 0,206; p = 0,118$		
	Після	$V_{kr} = 0,393; p = 0,001$				

Таблиця 14. Результати аналізу розподілу пацієнтів у групах за симптомом «Р7. Біль у колінному суглобі вночі в ліжку»

Групи	Термін	Р7. Наскільки сильний біль Ви відчували у коліні за останній тиждень вночі в ліжку? (абс. (%))			
		Відсутній	Слабкий	Помірний	Сильний
I (n = 59)	До		6 (10,2)	38 (64,4)	15 (25,4)
	Після	33 (55,9)	20 (33,9)	6 (10,2)	
II (n = 6)	До			5 (83,3)	1 (16,7)
	Після	2 (33,3)	2 (33,3)	2 (33,3)	
III (n = 22)	До			15 (68,2)	7 (31,8)
	Після	4 (18,2)	6 (27,3)	9 (40,9)	3 (13,6)
Усього (n = 87)	До		6 (6,9)	58 (66,7)	23 (26,4)
	Після	39 (44,8)	28 (32,2)	17 (19,5)	3 (3,4)
p	До		V _{кр} = 0,144; p = 0,458		
	Після	V _{кр} = 0,362; p = 0,001			

Таблиця 15. Результати аналізу розподілу пацієнтів у групах за симптомом «Р8. Біль у колінному суглобі при сидінні чи лежанні»

Групи	Термін	Р8. Наскільки сильний біль Ви відчували в коліні за останній тиждень при сидінні чи лежанні? (абс. (%))				
		Відсутній	Слабкий	Помірний	Сильний	Дуже сильний
I (n = 59)	До			44 (74,6)	9 (15,3)	6 (10,2)
	Після	43 (72,9)	15 (25,4)	1 (1,7)		
II (n = 6)	До			1 (16,7)	3 (50,0)	2 (33,3)
	Після	3 (50,0)	2 (33,3)	1 (16,7)		
III (n = 22)	До			14 (63,6)	4 (18,2)	4 (18,2)
	Після	7 (31,8)	10 (45,5)	5 (22,7)		
Усього (n = 87)	До			59 (67,8)	16 (18,4)	12 (13,8)
	Після	53 (60,9)	27 (31,0)	7 (8,0)		
p	До			$V_{kr} = 0,226; p = 0,064$		
	Після	$V_{kr} = 0,304; p = 0,003$				

більшість із них були з I групи — 43 (72,9 %). На слабкий біль більше скаржилися пацієнти III групи — 10 (45,5 %), також у цій групі хворі відмічали помірний біль — 5 (22,7 %) осіб. Розподіл цього симптому після ендопротезування виявився статистично значущим ($p = 0,003$).

Проаналізували частоту больового синдрому в колінному суглобі при вертикальному стоянні (табл. 16).

За результатами аналізу визначено, що до лікування більшість пацієнтів відмічали помірний біль у колінному суглобі при спокійному вертикальному стоянні (69,0 %), 31,0 % хворих оцінювали біль як сильний чи дуже сильний. Розподіл синдрому в групах статистично близький ($p = 0,310$). Після ендопротезування колінного суглоба 69,0 % пацієнтів не відмічали болю при стоянні, разом з тим у I групі 11 (18,6 %), у II — 3 (50,0 %) та у III — 10 (45,5 %)

пацієнтів оцінювали больовий синдром як слабкий, причому в III групі 3 (13,6 %) хворі відмічали помірний біль. Після лікування розподіл больового синдрому при вертикальному стоянні був статистично значущим ($p = 0,001$).

Наступним блоком анкети, що аналізували, була оцінка відчуттів, пов'язаних із проблемами в колінному суглобі.

Результати аналізу загальних проблем із суглобом наведені в табл. 17.

До лікування всі пацієнти скаржилися, що проблеми з коліном були щодня (74,7 % осіб) та завжди (25,3 %). Найгірші результати опитування були в II та в III групі: 5 (83,3 %) та 12 (54,5 %) осіб відповідно мали проблеми з коліном, які оцінювали як постійні (завжди), різниця між групами хворих статистично значуща ($p = 0,001$).

Таблиця 16. Результати аналізу розподілу пацієнтів у групах за симптомом «Р9. Біль у колінному суглобі при стоянні вертикально»

Групи	Термін	Р9. Наскільки сильний біль Ви відчували в коліні за останній тиждень при стоянні вертикально? (абс. (%))				
		Відсутній	Слабкий	Помірний	Сильний	Дуже сильний
I (n = 59)	До			41 (69,5)	14 (23,7)	4 (6,8)
	Після	48 (81,4)	11 (18,6)			
II (n = 6)	До			2 (33,3)	3 (50,0)	1 (16,7)
	Після	3 (50,0)	3 (50,0)			
III (n = 22)	До			17 (77,3)	3 (13,6)	2 (9,1)
	Після	9 (40,9)	10 (45,5)	3 (13,6)		
Усього (n = 87)	До			60 (69,0)	20 (23,0)	7 (8,0)
	Після	60 (69,0)	24 (27,6)	3 (3,4)		
p	До			$V_{kr} = 0,166; p = 0,310$		
	Після	$V_{kr} = 0,325; p = 0,001$				

Таблиця 17. Результати аналізу розподілу пацієнтів у групах за оцінкою «Q1. Проблеми з колінним суглобом»

Групи	Термін	Q1. Як часто Ви думаєте про проблему з Вашим коліном? (абс. (%))				
		Ніколи	Щомісяця	Щотижня	Щодня	Завжди
I (n = 59)	До				54 (91,5)	5 (8,5)
	Після	33 (55,9)	18 (30,5)	8 (13,6)		
II (n = 6)	До				1 (16,7)	5 (83,3)
	Після	1 (16,7)	3 (50,0)	2 (33,3)		
III (n = 22)	До				10 (45,5)	12 (54,5)
	Після		3 (13,6)	10 (45,5)	9 (40,9)	
Усього (n = 87)	До				65 (74,7)	22 (25,3)
	Після	34 (39,1)	24 (27,6)	20 (23,0)	9 (10,3)	
p	До				$V_{kr} = 0,582; p = 0,001$	
	Після	$V_{kr} = 0,539; p = 0,001$				

Після ендопротезування колінного суглоба в пацієнтів I групи повністю зникли проблеми з коліном у 33 (55,9 %) осіб, але у 18 (30,5 %) та 8 (13,6 %) пацієнтів проблеми виникали щомісяця чи щодня відповідно. У II групі у 3 (50,0 %) пацієнтів проблеми виникали щомісяця, а у 2 (33,3 %) — щодня. У II групі були гірші результати опитування: у 3 (13,6 %) осіб проблеми були щомісяця, а у 10 (45,5 %) — щодня. Різниця між групами виявилася статистично значущою ($p = 0,001$).

Результати аналізу оцінки щодо зміни діяльності, пов'язаної з проблемами в колінному суглобі, наведені в табл. 18.

За даними аналізу, із прогресуванням дегенеративних процесів у колінному суглобі в більшості пацієнтів (73,6 %) значно змінюється спосіб життя, і тільки 18,4 % опитаних зміни у діяльності оцінюють як по-

мірні. Звичайно, це пов'язано з первинним видом діяльності людини — активний спосіб життя при захворюванні колінного суглоба змінюється на більш повільний, а спокійна, переважно сидяча робота не потребує значних змін. Різниця в розподілі між групами не виявлено ($p = 0,258$).

Після ендопротезування 29,9 % пацієнтів повернулися до звичайного життя, переважно це особи I групи (25 (42,4 %)). У I групі 28 (47,5 %) хворих трохи змінили свою діяльність, ще 6 (10,2 %) — помірно. У II групі пацієнти оцінили зміну діяльності «трохи» (50,0 %) та «помірно» (50,0 %). Результати в III групі: по 9 (40,9 %) пацієнтів змінили діяльність трохи чи помірно і 3 (13,6 %) — значно. Різниця в розподілі зміни діяльності значуща ($p = 0,001$).

Результати оцінки впевненості в колінному суглобі наведені в табл. 19.

Таблиця 18. Результати аналізу розподілу пацієнтів у групах за оцінкою «Q2. Зміни діяльності у зв'язку з проблемами колінного суглоба»

Групи	Термін	Q2. Чи змінили Ви свій спосіб життя для того, щоб уникати діяльності, що може пошкодити Ваше коліно? (абс. (%))				
		Зовсім	Трохи	Помірно	Значно	Повністю
I (n = 59)	До		3 (5,1)	11 (18,6)	44 (74,6)	1 (1,7)
	Після	25 (42,4)	28 (47,5)	6 (10,2)		
II (n = 6)	До			2 (33,3)	4 (66,7)	
	Після		3 (50,0)	3 (50,0)		
III (n = 22)	До			3 (13,6)	16 (72,7)	3 (13,6)
	Після	1 (4,5)	9 (40,9)	9 (40,9)	3 (13,6)	
Усього (n = 87)	До		3 (3,4)	16 (18,4)	64 (73,6)	4 (4,6)
	Після	26 (29,9)	40 (46,0)	18 (20,7)	3 (3,4)	
p	До	$V_{kr} = 0,211$; $p = 0,258$				
	Після	$V_{kr} = 0,406$; $p = 0,001$				

Таблиця 19. Результати аналізу розподілу пацієнтів у групах за оцінкою «Q3. Упевненість у колінному суглобі»

Групи	Термін	Q3. Наскільки Вас турбує те, що Ви недостатньо впевнені у Вашому коліні? (абс. (%))				
		Зовсім	Трохи	Помірно	Значно	Надзвичайно
I (n = 59)	До			7 (11,9)	51 (86,4)	1 (1,7)
	Після	35 (59,3)	24 (40,7)			
II (n = 6)	До				6 (100,0)	
	Після		4 (66,7)	2 (33,3)		
III (n = 22)	До				19 (86,4)	3 (13,6)
	Після		5 (22,7)	14 (63,6)	3 (13,6)	
Усього (n = 87)	До			7 (8,0)	76 (87,4)	4 (4,6)
	Після	35 (40,2)	33 (37,9)	16 (18,4)	3 (3,4)	
p	До	$V_{kr} = 0,2244$; $p = 0,069$				
	Після	$V_{kr} = 0,608$; $p = 0,001$				

Таблиця 20. Результати аналізу розподілу пацієнтів у групах за оцінкою «Q4. Клопіт із коліном»

Групи	Термін	Q4. Наскільки Вас турбує те, що Ви недостатньо впевнені у Вашому коліні? (абс. (%))				
		Зовсім	Трохи	Помірно	Значно	Надзвичайно
I (n = 59)	До			6 (10,2)	51 (86,4)	2 (3,4)
	Після	32 (54,2)	22 (37,3)	5 (8,5)		
II (n = 6)	До				6 (100,0)	
	Після	1 (16,7)	3 (50,0)	2 (33,3)		
III (n = 22)	До				20 (90,9)	2 (9,1)
	Після		12 (54,5)	7 (31,8)	3 (13,6)	
Усього (n = 87)	До			6 (6,9)	77 (88,5)	4 (4,6)
	Після	33 (37,9)	37 (42,5)	14 (16,1)	3 (3,4)	
p	До			$V_{kr} = 0,159; p = 0,353$		
	Після	$V_{kr} = 0,414; p = 0,001$				

Як показав аналіз анкетних даних, значно турбувалися щодо недостатньої впевненості в колінному суглобі 87,4 % всіх пацієнтів, розподіл між групами за цією оцінкою однаковий ($p = 0,069$).

Після ендопротезування в I групі у 35 (59,3 %) пацієнтів не було сумнівів у функціональності коліна, у 24 (40,7 %) вони були незначні (трохи). У II групі 4 (66,6 %) пацієнти трохи турбувалися про колінний суглоб і 2 (33,3 %) — помірно. У III групі більшість хворих оцінювали недостатність впевненості у функціонуванні коліна як помірно — 14 (63,6 %) випадків, в 3 (13,6 %) випадках — як значну. Отже, різниця між групами статистично значуща ($p = 0,001$).

Оцінка клопоту, який виникає в пацієнтів із колінним суглобом, наведена в табл. 20.

Звичайно, до лікування хворі мають значні чи надзвичайні клопоти з колінним суглобом, причому майже однаково у всіх групах ($p = 0,353$). Після ендопротезування в I групі клопоти зникли у 32 (54,2 %) осіб, 22 (37,3 %) та 5 (8,5 %) пацієнтів оцінюють турбування як незначні — «трохи» та «помірно» відповідно. В II групі 1 (16,7 %) пацієнт не має клопоту з коліном, 3 (50,0 %) мають трохи клопоту, інші — помірні. В III групі 12 (54,5 %) пацієнтів відмічають трохи клопоту з коліном, 7 (31,8 %) — помірні та 3 (13,6 %) — значні клопоти. Розподіл за цією ознакою між групами статистично значущий ($p = 0,001$).

За проведенням аналізом анкетних даних можна зробити висновки, що до лікування пацієнти відчували значні незручності з колінним суглобом, що проявляється больовим синдромом при рухах колінного суглоба — при згинанні та розгинанні, ходьбі не тільки сходами, а й по рівній поверхні. Хворі у більшості випадків скаржаться на набряк колінного суглоба, болі вночі та після тривалого відпочинку. Симптоматика більше проявляється в пацієнтів старшого віку (понад 65 років) та у хворих зі зниженою щільністю

кісткової тканини — остеопорозом, що є ускладнюючим фактором.

Стан пацієнтів після ендопротезування також залежить не тільки від якості проведеної операції, а й від віку пацієнта, тобто чим більший вік хворого, тим вища ймовірність гіршого результату, а також від наявності супутніх захворювань, особливо остеопорозу.

Наявність больового синдрому в коліні при згинанні чи розгинанні, тривалому відпочинку, вночі, а також набряк тканин суглоба можна пояснити недостатністю м'язово-зв'язкового апарату, який сильно страждає при тривалому перебігу дегенеративних захворювань суглобів та при недостатності післяопераційної терапії та реабілітаційних заходів.

Гірші результати ендопротезування в пацієнтів III групи були пов'язані з ускладненнями, які в деяких пацієнтів призвели до ревізій.

Висновки

У пацієнтів II групи, яким було зроблено моноконділярне ендопротезування за новою методикою, результати наближалися до таких I групи — пацієнтів без остеопорозу. Через те що у II групі були пацієнти доволі похилого віку, результати ендопротезування були трохи гіршими, але близькими до результатів I групи та кращими, ніж у пацієнтів III групи. Ускладнень у пацієнтів II групи не було.

Таким чином, авторська методика моноконділярного ендопротезування колінного суглоба дозволяє не тільки отримати хороші результати на фоні остеопоротичних змін, а й збільшити вікову границю оперованих хворих, вона може бути запропонована до більш широкого використання.

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

Список літератури

1. Dixon T., Shaw M., Ebrahim S., Dieppe P. Trends in hip and knee joint replacement: socioeconomic inequalities and projections of need. *Ann. Rheum. Dis.* 2004. 63. 825-830. <http://dx.doi.org/10.1136/ard.2003.012724>
2. Healy W.L., Sharma S., Schwartz B., Iorio R. Athletic activity after total joint arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2008. 90. 2245-2252. <http://dx.doi.org/10.2106/JBJS.H.00274>
3. Weiss J.M., Noble P.C., Condit M.A. et al. What functional activities are important to patients with knee replacements? *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2002. 172-188.
4. Kwon S.K., Kang Y.G., Kim S.J., Chang C.B., Seong S.C., Kim T.K. Correlations between commonly used clinical outcome scales and patient satisfaction after total knee arthroplasty. *J. Arthroplasty.* 2010. 25. 1125-1130. <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2009.10.015>
5. Carr A., Hewlett S., Hughes R. et al. Rheumatology outcomes: the patient's perspective. *J. Rheumatol.* 2003. 30. 880-883.
6. Roos E.M., Lohmander L.S. Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS): from joint injury to osteoarthritis. *Health Qual. Life Outcomes* 2003. 1.64.
7. Rodriguez-Merchan E.C. Knee instruments and rating scales designed to measure outcomes. *Journal of orthopaedics and traumatology: official journal of the Italian Society of Orthopaedics and Traumatology.* 2012. 13.1-6.
8. Collins N.J., Misra D., Felson D.T., Crossley K.M., Roos E.M. Measures of knee function: *International Knee Documentation Committee (IKDC) Subjective Knee Evaluation Form, Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS), Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score Physical Function Short Form (KOOS-PS), Knee Outcome Survey Activities of Daily Living Scale (KOS-ADL), Lysholm Knee Scoring Scale, Oxford Knee Score (OKS), Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC), Activity Rating Scale (ARS), and Tegner Activity Score (TAS).* *Arthritis care & research.* 2011. 63. Suppl. 11. S208-28.
9. Alviar M.J., Olver J., Brand C., Hale T., Khan F. Do patient-reported outcome measures used in assessing outcomes in rehabilitation after hip and knee arthroplasty capture issues relevant to patients? Results of a systematic review and ICF linking process. *Journal of rehabilitation medicine: official journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine.* 2011. 43. 374-81.
10. Мовчанюк В.О., Жук П.М., Карпінська О.Д., Карпінський М.Ю., Сухоруков С.І. Експериментальне дослідження щільності кісткової тканини при моноконділярній артропластиці колінного суглоба за попередніми даними КТ та інтраопераційного її визначення. *Травма.* 2022. 23 (1). 12-18. DOI: 10.22141/1608-1706.1.23.2022.877
11. Everitt B.S., Skrondal A. *The Cambridge Dictionary of Statistics.* Ed. 4. Cambridge University Press, 2010. 480 p.

Отримано/Received 07.05.2022

Рецензовано/Revised 19.05.2022

Прийнято до друку/Accepted 28.05.2022 ■

Information about authors

V. Movchaniuk, PhD student at the Department of traumatology and orthopaedics, National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine; e-mail: vadmymovchaniuk@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-7496-9530>.

P. Zhuk, MD, PhD, Professor at the Department of traumatology and orthopaedics, National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine; e-mail: dr.petro.zhuk@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0001-7320-8900>.

Olena Karpinska, Research Fellow at the Department of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: helen.karpinska@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-1482-7733>

M. Karpinsky, Research Fellow at the Department of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; <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 their manuscript.

V.O. Movchaniuk, P.M. Zhuk, O.D. Karpinska, M.Yu. Karpinsky
National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine

State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

Analysis of the results of monocondylar endoprosthesis in conditions of low bone density of bone tissue

Abstract. Background. Pain is the main cause of joint arthroplasty, but for many patients it allows to restore functional capacity. Self-report questionnaires reflect people's perceptions and satisfaction with their own health. Moreover, physical functions are better characterized by patients themselves than by physicians. The purpose was to determine the effectiveness of the developed method of monocondylar knee arthroplasty in conditions of low bone density. **Materials and methods.** 3 groups of patients were studied: Group I — 59 (67.8 %) people, patients with normal bone density, who were operated on by the classical method of monocondylar endoprosthesis; Group II — 6 (6.9 %) patients with low bone density, who underwent monocondylar endoprosthesis according to the author's method, Group III — 22 (25.3 %), patients with low bone density who underwent monocondylar endoprosthesis knee joint according to the classical method. All patients before and one year after arthroplasty were surveyed according to the KOOS questionnaire. **Results.** Prior to treatment, patients experience significant discomfort with the knee joint, which is manifested in the presence of pain during movements of the knee joint — flexion and extension, walking not only on the stairs but also on a flat surface. Patients in most cases complain of

swelling of the knee joint, pain at night and after a long rest. Symptoms are more pronounced in elderly patients — over 65 years, and in patients with low bone density — osteoporosis, which is a complicating factor. The condition of patients after arthroplasty also depends not only on the quality of the operation, but also on the patient's age, ie, the older the patient, the greater the likelihood of worse results, as well as the presence of comorbidities, especially osteoporosis. Worse endoprosthesis outcomes in group III patients were due to complications that led to revisions in some patients. **Conclusions.** In patients of group II, who underwent monocondylar endoprosthesis according to the new method, the results were close to the results of group I — patients without osteoporosis. Due to the fact that in group II there were quite elderly patients, the results of arthroplasty were slightly lower, but close to the results of group I and better than in patients of group III. There were no complications in patients of group II. The author's technique of monocondylar knee arthroplasty allows to obtain good results not only against the background of osteoporotic changes, but also to increase the age limit of operated patients and can be offered for wider use.

Keywords: knee joint; moncondylar arthroplasty; osteoporosis

Фіщенко В.О., Обейдат Халед

Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова МОЗ України, м. Вінниця, Україна

Робота м'язів нижньої кінцівки за умови згинальної контрактури колінного суглоба

Резюме. Актуальність. Згинальна контрактура колінного суглоба — патологічний стан, що негативно впливає на опорно-кінематичну функцію нижньої кінцівки й значно погіршує якість життя пацієнта. Зміна природних анатомічних співвідношень в одному суглобі веде до зміни навантаження в суміжних суглобах і провокує розвиток дегенеративних змін. **Мета роботи:** на моделі ходьби вивчити роботу м'язів нижньої кінцівки за умови контрактури колінного суглоба різного ступеня вираженості. Визначити мінімально необхідну силу м'язів нижньої кінцівки для здійснення нормального кроку. **Матеріали та методи.** Досліджували порушення роботи м'язів при контрактурах колінного суглоба, які моделювали шляхом обмеження розгинання стегна на 10°, 15° і 20°. Аналіз проводили для м'язів правої нижньої кінцівки, порівнюючи отримані показники з показниками базової моделі (тієї ж кінцівки без обмеження розгинання). **Результати.** Контрактура колінного суглоба не тільки порушує функцію самого колінного суглоба, але й патологічно впливає на функцію тазостегнового й гомілковостопного суглобів через універсальність роботи більшості двосуглобових м'язів стегна й гомілки. Більше за інші м'язи при контрактурах колінного суглоба страждають розгиначі гомілки. Це пояснюється тим, що для забезпечення правильної ходи необхідне повноцінне розгинання гомілки, і цим м'язом необхідно розвинути силу, здатну подолати контрактуру. Наприклад, при контрактурі 20° для розгинання коліна модель повинна розвинути силу 2250 Н, проте в реальності, за даними Deir (1990), максимально можлива ізометрична сила становить 780 Н, що майже в 3 рази менше. Одним з м'язів, які найбільше впливають на функціональність кульшового суглоба, є *m. semitendinosus*, у моделях простежується його явне перенапруження. Значно порушується робота *m. gracilis* і *m. sartorius*. З перевищенням своїх функціональних можливостей при контрактурі колінного суглоба працює *m. biceps femoris* — коротка головка. Максимальна напруга, яку здатен розвинути цей м'яз, становить 400 Н, тоді як у моделях з контрактурами колінного суглоба необхідне для нормальної ходьби зусилля досягає 900 Н, що м'яз природно розвинути в реальних умовах не в змозі. **Висновки.** Контрактура колінного суглоба призводить до зміни біомеханіки всієї нижньої кінцівки. Обмеження рухливості колінного суглоба веде до наростання змін у роботі м'язів, змушуючи їх працювати в умовах постійної напруги чи, навпаки, виключаючи з роботи, що призводить до різкого порушення ходи. Знаючи вплив контрактури колінного суглоба на роботу м'язів нижньої кінцівки, можна прогнозувати перебіг розвитку патологічного процесу, визначити, які групи м'язів страждають найбільше. Враховуючи особливості їх функціонування при тому чи іншому ступені обмеження рухливості колінного суглоба, можна визначити, яка група м'язів потребує корекції до і після оперативного втручання.

Ключові слова: контрактура колінного суглоба; сила м'язів; моделювання ходьби

Вступ

Згинальна контрактура колінного суглоба (неповне розгинання гомілки) — патологічний стан, що негативно впливає на опорно-кінематичну функцію нижньої кінцівки й значно погіршує якість життя пацієнта.

Нормальний обсяг рухів у колінному суглобі має діапазон від 2–3° перерозгинання до 140–145° згинання згідно з нейтральним нуль-прохідним методом вимірювання й записується як (2/0/140)°. У людей з порушенням функції колінного суглоба знижується активний діапазон рухів через нездатність згиначів гомілки

подовжуватися при розгинанні [1] до фізіологічної довжини. Ці порушення можуть бути тимчасовими, виникають з різних причин, різняться за ступенем вираженості й характером супутніх клінічних проявів.

Згинальна контрактура колінного суглоба в низці випадків може бути пов'язана із запальною реакцією на руйнування елементів суглоба, наприклад, при ревматоїдному артриті чи остеоартрозі [2], з порушенням біомеханіки або виникає при вроджених деформаціях. Іноді згинальна контрактура розвивається після операцій на колінному суглобі як наслідок тривалої іммобілізації чи рубцевих змін у покривних тканинах [3–6].

У хворих зі згинальними контрактурами внаслідок проєкційного вкорочення кінцівки помітно змінюється навантаження хворої кінцівки, що веде до порушення ходьби, збільшення навантаження на чотириголовий м'яз і зростання контактних напружень в пателофemorальному й кульшових суглобах. При цьому скорочується час опори через більш ранній відрив п'ятки від опорної поверхні, а при контрактурі понад 15° передній поштовх (або контакт п'ятки з опорною поверхнею) може взагалі бути відсутнім. При нормальному кроці стопа контактує з опорною поверхнею всією площиною, при значній контрактурі — тільки пальцями. У пацієнтів зменшується довжина кроку [7], з'являються іпсилатеральні нахили таза при опорі на хвору кінцівку, бічні й вертикальні розхитування тулуба, виражена кульгавість [1]. Біомеханічні порушення спостерігаються не тільки при ходьбі, але й при стоянні, через що для збереження вертикальної пози хворому необхідно прикладати більше зусиль, ніж зазвичай [8]. Вертикальна поза стає менш стійкою.

З часом згинальна контрактура колінного суглоба може призводити до формування згинальної контрактури іпсилатерального кульшового суглоба, що значно порушує просторову орієнтацію тіла при стоянні й ходьбі [9], рухи стають більш енергоємними, через що виникає м'язовий дисбаланс хребта й таза. Це, у свою чергу, знижує якість життя й обмежує функціональні можливості пацієнта, заважає особистому життю.

Зміна природних анатомічних співвідношень в одному суглобі веде до зміни навантаження в суміжних суглобах і провокує розвиток дегенеративних змін [2, 10–13]. При тривалому перебігу процесу (декілька років) порушуються не тільки біомеханіка ходьби, але й генетична програма руху, патологічна звичка перетворюється в набутий патологічний патерн [14].

Мета роботи: на моделі ходьби вивчити роботу м'язів нижньої кінцівки за умови контрактури колінного суглоба різного ступеня вираженості. Визначити мінімально необхідну силу м'язів нижньої кінцівки для здійснення нормального кроку.

Матеріали та методи

Аналіз ходи проводили в програмі OpenSim 4.0 [15]. За основу моделювання взято модель gait2394 [16, 17], що дозволяє вивчати 76 м'язів нижніх кінцівок і тулуба. Немасштабована модель є об'єктом зі зростом 1,8 м і масою 75,16 кг.

Досліджували порушення роботи м'язів при контрактурах колінного суглоба, які моделювали шляхом обмеження розгинання стегна на 10°, 15° і 20°. Аналіз проводили для м'язів правої нижньої кінцівки, порівнюючи отримані показники з показниками базової моделі (тієї ж кінцівки без обмеження розгинання).

Вивчали роботу тільки тих м'язів, що забезпечують згинання-розгинання гомілки в колінному суглобі:

— задня група — згиначі гомілки (також беруть участь у розгинанні стегна): *m. biceps femoris* — двоголовий м'яз стегна (окремо довга й коротка головка), *m. semimembranosus* — напівперетинчастий м'яз, *m. semitendinosus* — напівсухожильний м'яз; лише литкова порція триголового м'яза гомілки *m. gastrocnemius*;

— медіальна група — згинач гомілки — *m. gracilis* — тонкий м'яз;

— передня група м'язів стегна: *m. sartorius* — кравецький м'яз — згинач стегна й гомілки, а також *m. quadriceps femoris* — чотириголовий м'яз стегна (окремо *rectus*, *vastus medialis* і сумарно *vastus intermedius et lateralis*) — розгинач гомілки й згинач стегна.

Аналіз зміни сили м'язів нижньої кінцівки проводили відносно часових параметрів кроку. За основу взята 8-фазна модель ходи [18], тому що вона найбільш повно описує:

1. Передній поштовх (0,65 с) — перший період опорної фази кроку, коли п'ята торкається опорної поверхні. Стегна в положенні легкого згинання, гомілка повністю розігнута в колінному суглобі (фаза двохопорного стояння).

2. Фаза перекату з п'яти на стопу (0,65–0,83 с) — у цій фазі в навантаження послідовно включаються спочатку п'ята, потім уся стопа. Стегно поступово розгинається, гомілка поступово згинається від 0° до 15° у колінному суглобі.

3. Фаза перекату зі стопи на передній відділ (0,83–0,87 с) — у цій фазі руху центр тяжкості тіла знаходиться під стопою, протилежна кінцівка не торкається опорної поверхні (період одноопорного стояння). Стегно поступово розгинається, гомілка поступово розгинається від 15° флексії до 0° (до нейтрального положення) у колінному суглобі.

4. Задній поштовх (0,87–1,15 с) — п'ята відривається від поверхні, навантаження перерозподіляється на головки плеснових кісток. Стегна повністю розігнуті, гомілка в положенні від нейтрального (0°) до повного розгинання (3–5° перерозгинання в колінному суглобі).

5. Фаза відриву опорної кінцівки від площини опори (1,15–1,27 с) — розгинання стегна зменшується, гомілка поступово згинається до 30–35° у колінному суглобі, пальці стопи відриваються від поверхні.

6. Початок фази перенесення (1,27–1,48 с) — стегно поступово згинається, гомілка прогресивно згинається в колінному суглобі до 60°.

7. Середня фаза перенесення (1,48–1,63 с) — стегно згинається за рахунок скорочення м'язів передньої поверхні стегна, гомілка з положення згинання в 60° прогресивно розгинається до нейтрального положення

(0°) у колінному суглобі. У цій фазі вага тіла повністю розподілена на протилежну ногу.

8. Остаточна фаза перенесення (1,63–1,8 с) — максимальне згинання стегна до 30°, повне розгинання гомілки (до 3–5° перерозгинання в колінному суглобі), стопа займає нейтральне положення.

Результати

У роботі досліджували роботу м’язів при контрактурах колінного суглоба, які моделювали шляхом обмеження розгинання стегна на 10°, 15° і 20°. Аналіз проводили для м’язів правої нижньої кінцівки, порівнюючи з показниками базової моделі для тієї ж кінцівки без обмеження рухів.

Вивчали роботу тільки м’язів, які відповідають за згинання-розгинання гомілки в колінному суглобі.

Аналіз зміни сили м’язів нижньої кінцівки проводили відносно часових параметрів кроку. За основу взята 8-фазна модель ходьби [15].

Цикл ходьби описують 8 подій [7] (рис. 1).

Початковий контакт (0 % циклу ходьби) відповідає початку опори, коли п’ятка вперше торкається поверхні.

Реакція на навантаження (10 % циклу ходьби) виникає, коли контралатеральна стопа відривається від поверхні.

Відрив п’ятки (30 % циклу ходьби) відповідає відриву п’ятки від поверхні.

Протилежний початковий контакт (50 % циклу ходьби) відповідає контакту стопи протилежної кінцівки з поверхнею.

Відрив носка стопи (60 % циклу ходьби) — носок стопи опорної кінцівки відривається від поверхні.

Суміщення стоп (73 % циклу ходьби) — період, коли стопа махової кінцівки знаходиться на одній осевій лінії зі стопою опорної.

Вертикальна стегнова кістка (87 % циклу ходьби) відповідає моменту, коли стегнова кістка махової ноги орієнтована вертикально.

Остання подія є початковим контактом, який фактично є початком наступного циклу ходьби.

Ці вісім подій ділять цикл ходьби на **сім періодів**.

Реакція на навантаження — період між початковим контактом і відривом носка стопи протилежної кінцівки, вагу тіла приймає опорна кінцівка (від 0 до 10 % циклу ходьби).

Середня стойка — від відриву носка стопи протилежної кінцівки до початку підйому п’ятки (від 10 до 30 % циклу ходьби).

Кінцева стойка починається з моменту підйому п’ятки й закінчується, коли протилежна кінцівка торкається поверхні (від 30 до 50 % циклу ходьби).

Передмах — від контакту стопи протилежної кінцівки до відриву носка іпсилатеральної стопи, що за часом відповідає другому періоду двоопорної стойки (від 50 до 60 % циклу ходьби).

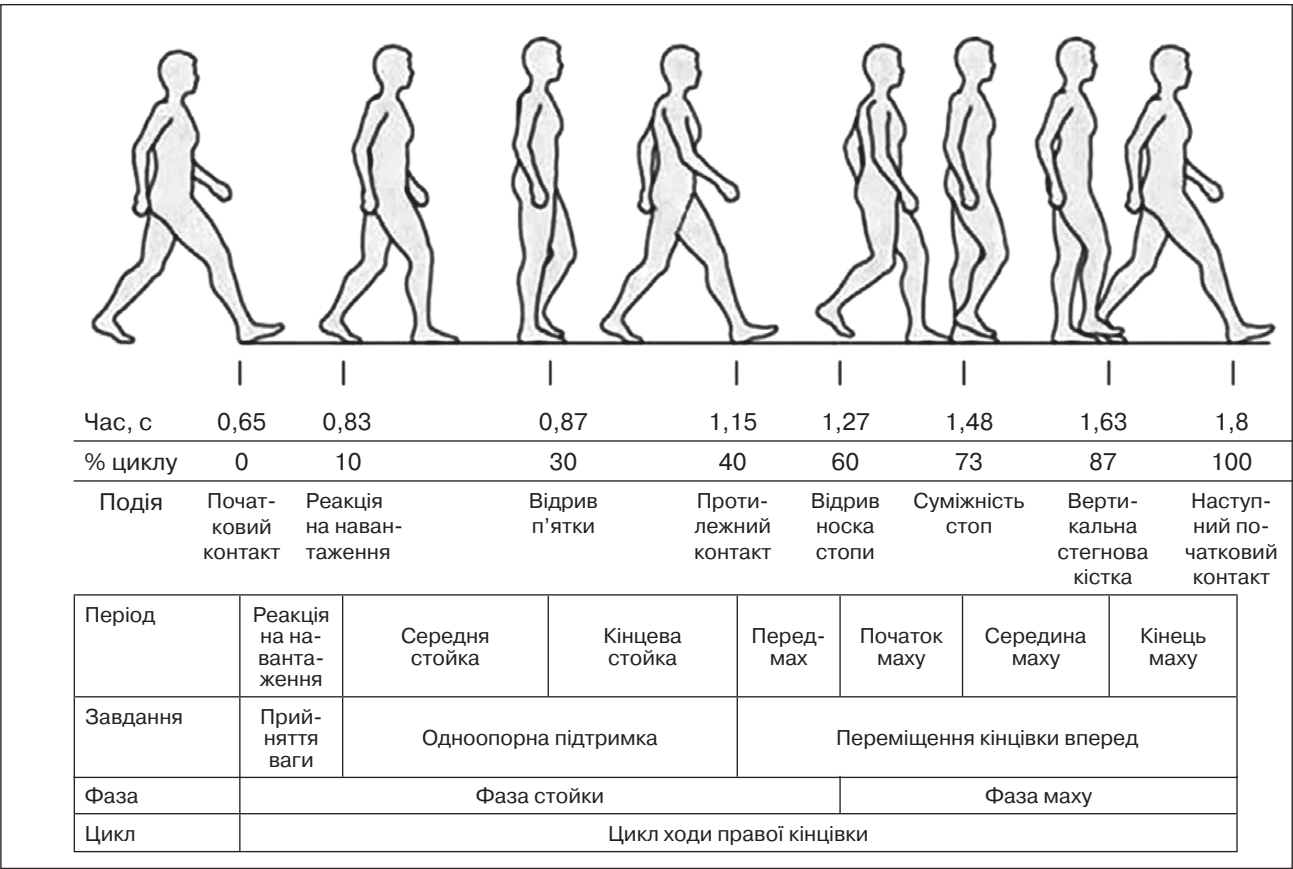


Рисунок 1. Діаграма циклу кроку правої ноги (відсоток тривалості фаз, час фази для моделі)

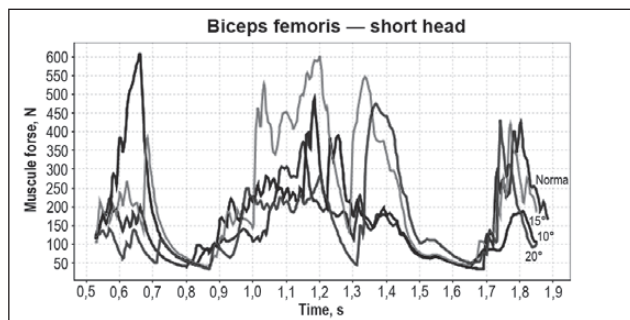


Рисунок 2. Робота т. biceps femoris — коротка головка при контрактурі колінного суглоба

Початок маху — від відриву стопи до моменту суміжних стоп (від 60 до 73 % циклу ходьби).

Середина маху — від суміжних стоп до позиції вертикального положення стегнової кістки махової ноги (від 73 до 87 % циклу ходьби).

Завершення маху — від вертикального положення стегнової кістки до контакту п'ятки (від 87 до 100 % циклу ходьби).

Завдання, які виконуються під час циклів

Перші 10 % циклу ходьби відповідають завданню прийняття ваги, коли маса тіла передається з однієї кінцівки на протилежну.

Одноопорна підтримка (від 10 до 50 % циклу ходьби) — кінцівка, яка навантажена, приймає на себе вагу тіла, а протилежна виконує мах.

За даними моделювання, контрактура колінного суглоба в першу чергу впливає на функцію підколінних сухожилків м'язів задньої групи стегна (згиначів гомілки), до яких відносять т. biceps femoris, т. semitendinosus і т. semimembranosus.

М. biceps femoris (двоголовий м'яз стегна) — м'яз задньої поверхні стегна, він складається з двох голівок — довгої (biceps femoris — long head) і короткої (biceps femoris — short head). М. biceps femoris — коротка головка — єдиний м'яз, що відповідає за функцію згинання колінного суглоба [19]. Робота м'яза в умовах обмеження рухів у колінному суглобі подана на рис. 2.

Аналіз отриманих результатів моделювання показав, що зі збільшенням ступеня обмеження рухомості колінного суглоба збільшується необхідне для виконання кроку скорочення м'язів. Особливо це помітно у фазах заднього поштовху, відриву стопи від поверхні й на початку переносу стопи (від 1,0 с до 1,4 с), при цьому колінний суглоб максимально розгинається. При контрактурах 10° і 15° необхідно значне збільшення зусилля м'язів в цих фазах кроку, але при контрактурі 20° м'яз практично не бере участі в цих фазах руху. При контрактурі 15° і 20° пік скорочення т. biceps femoris — коротка головка припадає на початок фази відриву пальців (1,35–1,37 с), тобто на момент, коли м'яз повинен виконувати свою безпосередню роботу — починати згинати гомілку для переносу стопи. У нормі при контрактурі 10° скорочення м'язів виражене помірно.

М'язи задньої поверхні стегна т. semitendinosus, т. semimembranosus і т. biceps femoris — довга головка крім роботи зі згинання колінного суглоба виконують функцію згинання й приведення стегна. Їх робота за умови контрактури колінного суглоба наведена на рис. 3.

М. semitendinosus і т. semimembranosus беруть початок від сідничного бугра й закінчуються у верхній частині медіальної поверхні великогомілкової кістки й у ділянці медіального виростка великогомілкової кістки.

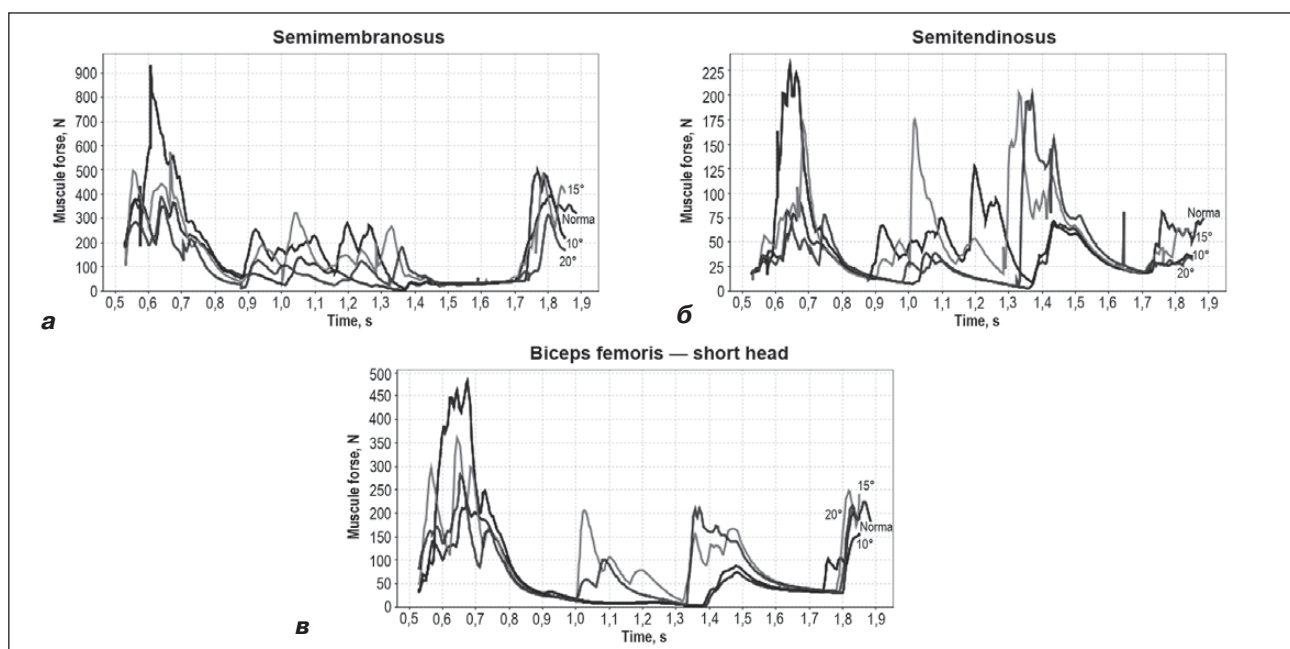


Рисунок 3. Робота т. semimembranosus (а), т. semitendinosus (б) і т. biceps femoris — довга головка (в) при контрактурі колінного суглоба

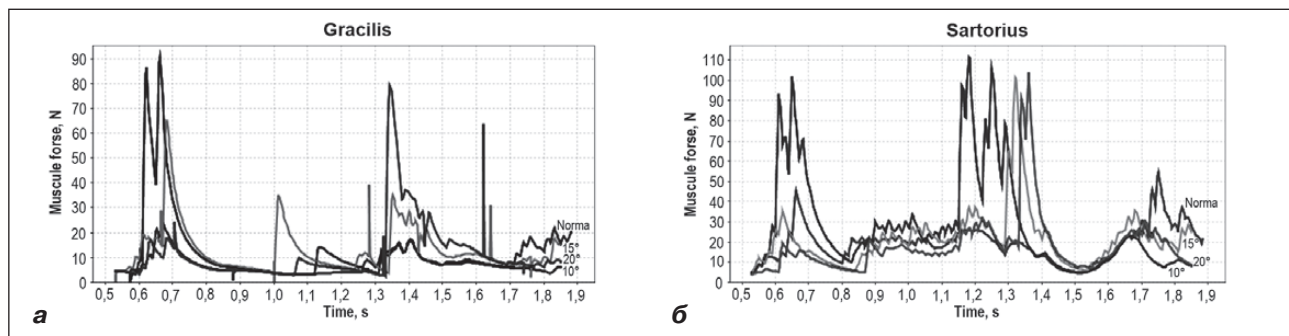


Рисунок 4. Робота *m. gracilis* (а) і *m. sartorius* (б) при контрактурі колінного суглоба

M. biceps femoris — довга головка починається також від сідничного бугра, іде до верхньої головки маломілкової кістки, тобто за наявності контрактури в колінному суглобі ці м'язи змінюють кут дії сили застосування.

Результати моделювання показали, що сила скорочення *m. semimembranosus* збільшується у 2,5 раза у фазі переднього (0,65 с) і заднього (1,86 с) поштовхів, тобто в моменти максимального розгинання колінного суглоба. Аналогічно виглядає робота *m. semitendinosus*, але скорочення в ці ж фази у 5–7 разів більші. При контрактурі 20° можна спостерігати практично відсутність роботи *mm. semimembranosus* і *semitendinosus* через контрактний стан.

Робота *m. biceps femoris* — довга головка виглядає дещо по-іншому. При контрактурі 10° зміни в роботі незначні, але при контрактурах у 15° і 20° спостерігається значне збільшення сили скорочення починаючи з моменту опори на стопу (1,0 с) і до відриву пальців (1,5 с), тобто у фазі перекату стопи на її передній відділ, під час якого відбувається максимальне розгинання коліна.

За згинання колінного суглоба відповідальні м'язи *gracilis* і *sartorius*, які здійснюють також згинання стегна. *M. gracilis* бере участь у приведенні, а *m. sartorius* — у відведенні стегна. Робота цих м'язів за умови контрактури колінного суглоба наведена на рис. 4.

M. gracilis проходить практично вертикально від нижньої сіднично-лобкової гілки до медіальної поверхні великогомілкової кістки, тому дуже чутливий навіть до незначних змін кута дії сили, що й показано на рис. 4а. Якщо при контрактурі 10° зміни в роботі

спостерігаються тільки в момент переднього поштовху (0,65 і 1,86 с), то при контрактурах 15° і 20° скорочення м'яза спостерігається в усіх фазах кроку, особливо у фазі переносу стопи (з 1,4 с до 1,6 с), причому скорочення збільшується зі збільшенням кута контрактури.

M. sartorius — тонкий довгий поверхневий м'яз передньої поверхні стегна, що проходить від передньої верхньої клубової кістки через кульшовий і колінний суглоби до медіальної поверхні великогомілкової кістки. Отже, м'яз бере участь в стабілізації таза, кульшового й колінного суглоба. Як показують результати моделювання, найбільш перевантажений цей м'яз у фазі відриву пальців стопи й на початку фази переносу стопи (1,15–1,4 с).

За згинання колінного суглоба й плантарне згинання стопи відповідають м'язи *medial* і *lateral gastrocnemius* — м'язи задньої поверхні гомілки. М'язи беруть початок від капсули колінного суглоба й косої підколінної зв'язки й ідуть до п'яткової кістки, займаючи всю задню поверхню гомілки [2]. Від якості їх роботи залежить також функціональність стопи (рис. 5), плавність перекату стопи, ритмічність ходьби.

Як показали результати моделювання, більш сильний м'яз *m. medial gastrocnemius* при збільшенні контрактури зменшує свою силу. У нормі м'яз має два моменти скорочення — на 1,0 с (фаза відриву п'ятки) і 1,2 с (фаза відриву пальців стопи), у цей період колінний суглоб максимально розігнутий. При контрактурі 10° зменшується сила скорочення на 1,0 с, при контрактурі 15° період скорочення м'яза розтягується до 1,3 с, тобто займає всю фазу перекату стопи. При 20° відбуваєть-

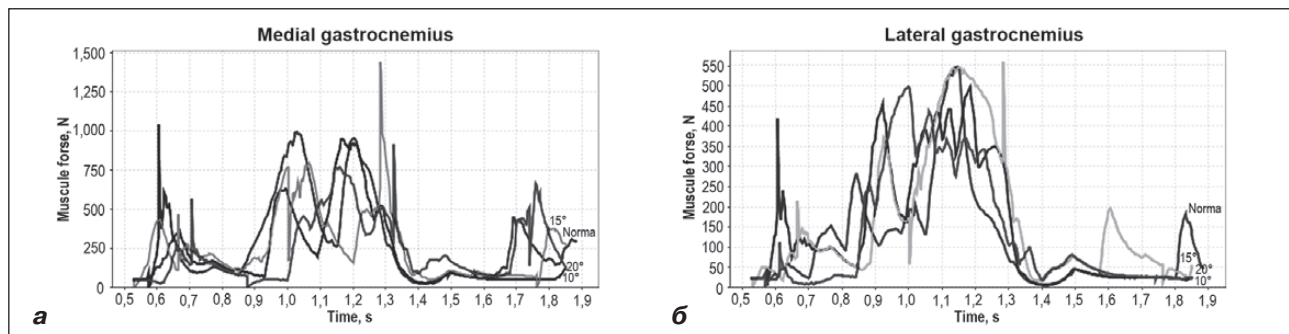


Рисунок 5. Робота *m. medial gastrocnemius* (а) і *m. lateral gastrocnemius* (б) при контрактурі колінного суглоба

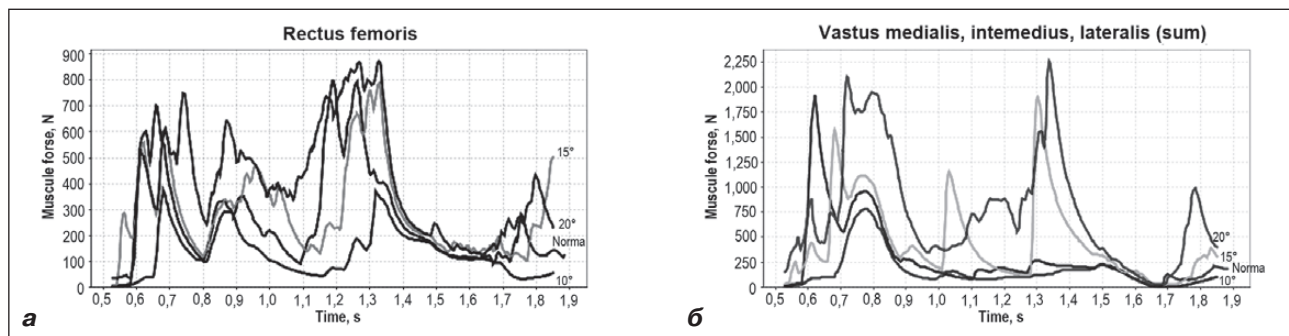


Рисунок 6. Работа *m. rectus femoris* (а) і *vastus medialis, intemedius, lateralis* сумарно (б) при контрактурі колінного суглоба

ся обмеження рухів, сила м'язів значно зменшена при опорі на стопу, але вимоги до сили збільшуються при розгинанні гомілки в остаточній фазі переносу стопи і фазі переднього поштовху (1,75 с).

M. lateral gastrocnemius у нормі має один пік скорочення на 1,05–1,35 с, що відповідає фазі перекачу стопи на передній відділ, при контрактурах скорочення м'язів розтягується на весь одноопорний період кроку.

M. quadriceps femoris (чотириголовий м'яз) — найбільший м'яз тіла людини [20]. Він складається з чотирьох порцій, які ми розглядаємо окремо: три порції *m. vastus lateralis* (великий латеральний м'яз), *m. vastus medialis* (медіальний широкий м'яз стегна), *m. vastus intermedius* (проміжний широкий м'яз стегна) відповідають за розгинання колінного суглоба, а прямий м'яз стегна (*m. rectus femoris*) — додатково за згинання стегна. *Vastus medialis, intemedius, lateralis* працюють симетрично з незначним перевищенням сили латеральної порції, тому зручно аналізувати м'язи сумарно (рис. 6).

Зміни в роботі *m. rectus femoris* при збільшенні ступеня контрактури добре показані на рис. 6, сила скорочення м'язу у фазі перекачу стопи на передній відділ збільшується в 3 рази, а при 20° переходить у стан постійного скорочення, тільки в період переносу стопи із зігнутим коліном (1,5–1,7 с) спостерігається зниження активності м'язів практично до нормального.

В аналогічному стані перебуває широкий м'яз стегна. Якщо при контрактурі 10° зміни в роботі незначні, то вже при 15° спостерігаються піки скорочення як при опорі на стопу, так і при переносі стопи, а при 20° контрактури м'яз перебуває в стані скорочення постійно. Це пояснюється тим, що м'язи намагаються розігнути колінний суглоб у необхідні фази кроку, але їх сили недостатньо для виконання цієї функції.

Обговорення

За отриманими результатами моделювання можна зробити такі висновки. Контрактура колінного суглоба не тільки порушує функцію самого суглоба, але й патологічно впливає на функцію кульшового й гомілкового суглобів через універсальність роботи більшості двосуглобових м'язів стегна й гомілки.

При контрактурах колінного суглоба найбільше страждають розгиначі гомілки. Це пояснюється тим,

що для забезпечення правильної ходьби необхідне повноцінне розгинання гомілки і цим м'язам необхідно розвивати силу, яка здатна подолати контрактуру. Наприклад, при контрактурі 20° для розгинання колінного суглоба модель повинна розвивати силу 2250 Н, але в реальності, за даними Delp (1990) [17], максимально можлива ізометрична сила становить 780 Н, що майже в 3 рази менше.

Одним з м'язів, які найбільше впливають на функціональність кульшового суглоба, є *m. semitendinosus*. У нормі сила, яку він розвиває при ходьбі, становить близько 90 Н, тоді як при контрактурах необхідна сила збільшується до 200 Н, і хоча цей м'яз здатен розвивати силу до 330 Н, у наших моделях простежується його явне надмірне скорочення.

Значно порушується робота *m. gracilis* і *m. sartorius*. У нормі їх сила не перевищує 20 Н, а при обмеженні рухливості колінного суглоба необхідна сила збільшується в 4 й більше рази — до 90–110 Н, тобто м'яз працює на межі своїх можливостей (105–110 Н).

Із перевищенням своїх функціональних можливостей при контрактурах колінного суглоба працює *m. biceps femoris* — коротка головка. Максимальна сила скорочення, яку здатен розвивати цей м'яз, становить 400 Н, тоді як у моделях з контрактурами колінного суглоба необхідне для нормальної ходьби зусилля сягає 900 Н, що, звісно, м'яз у реальних умовах розвивати не може.

Висновки

Контрактура колінного суглоба призводить до зміни біомеханіки всієї нижньої кінцівки. Обмеження рухливості колінного суглоба веде до наростання змін у роботі м'язів, змушуючи їх працювати в умовах постійної напруги або, навпаки, виключаючи їх з роботи, що призводить до різкого порушення ходи. Знаючи вплив контрактури колінного суглоба на роботу м'язів нижньої кінцівки, можна прогнозувати перебіг патологічного процесу, визначити, які групи м'язів страждають найбільше. Враховуючи особливості їх функціонування при тому чи іншому ступені обмеження рухливості колінного суглоба, можна визначити, яка група м'язів потребує корекції до і після оперативного втручання.

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

Список літератури

1. Klatt J., Stevens P.M. Guided growth for fixed knee flexion deformity. *J. Pediatr. Orthop.* 2008. 28(6). 626-31. doi: 10.1097/BPO.0b013e318183d573. PMID: 18724198.
2. Netter F. *Atlas of Human Anatomy. 6th Edition.* Elsevier Saunders; 2014.
3. Карпинский М.Ю., Карпинская Е.Д., Щикота Р.А., Тяжелов А.А., Гончарова Л.Д. Результаты моделирования поврежденного связочного аппарата коленного сустава. *Травма.* 2012. 13(3). 165-171.
4. Пустовойт К.Б., Карпинский М.Ю. Моделивання умов навантаження колінного суглоба з позицій механіки. *Клінічна хірургія.* 2013. 53-56. EID: 2-s2.0-84878858969.
5. Damsin J.P., Ghanem I. Treatment of severe flexion deformity of the knee in children and adolescents using the Ilizarov technique. *J. Bone Joint Surg. Br.* 1996. 78(1). 140-4. PMID: 8898146.
6. Grishkevich V.M., Vishnevsky A.V. Postburn Knee Flexions Contractures: Anatomy and Methods of Their Treatment. *Trop. Med. Surg.* 2013. 1. 6. doi: 10.4172/2329-9088.1000147.
7. Jankovic J., Albanese A., Atassi M.Z., Dolly J.O., Hallett M., Mayer N.H. *Botulinum Toxin E-Book: Therapeutic Clinical Practice and Science.* Philadelphia, Saunders Elsevier; 1997.
8. Filipenko V., Arutunan Z., Mezentsev V., Tankut O., Karpinska O., Karpinsky M. Stratographic measurements in patients after total knee replacement. *Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics.* 2019. 4. 12-17. doi: 10.15674/0030-59872019412-17.
9. Harato K., Nagura T., Matsumoto H., Otani T., Toyama Y., Suda Y. A gait analysis of simulated knee flexion contracture to elucidate knee-spine syndrome. *Gait Posture.* 2008. 28(4). 687-92. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.05.008.
10. Chapman G.J., Halstead J., Redmond A.C. Comparability of off the shelf foot orthoses in the redistribution of forces in midfoot osteoarthritis patients. *Gait Posture.* 2016. 49. 235-240. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.07.012.
12. Levinger P., Menz H.B., Morrow A.D. Foot kinematics in people with medial compartment knee osteoarthritis. *Journal of Foot and Ankle Research.* 2011. 4(1). doi: 10.1186/1757-1146-4-S1-O27.
13. Rzaniak E., Dzierzanowski M., Matewski D. Wpływ zmian zwyrodnieniowych stawów biodrowych na ukształtowanie stopy. *Kwartalnik Ortopedyczny.* 2007. 3. 342-351.
14. Tyazhelov O., Karpinsky M., Karpinska O., Brannitsky O., Obeidat Khaled. Pathological postural patterns at condition of long-term joint osteoarthritis of the lower extremity. *Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics.* 2020. 1. 26-31. doi: http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872020126-32.
15. Delp S.L., Anderson F.C., Arnold A.S., Loan P., Habib A., John C.T., Guendelman E., Thelen D.G. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2007. 54(11). 1940-50. doi: 10.1109/TBME.2007.901024.
16. Anderson F.C., Pandy M.G. Dynamic optimization of human walking. *Journal of Biomechanical Engineering.* 2001. 123. 381-390.
17. Delp S.L., Loan J.P., Hoy M.G., Zajac F.E., Topp E.L., Rosen J.M. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* 1990. 37. 757-767.
18. Loudon J., Bell S., Johnston J.M. *The clinical orthopedic assessment guide.* Kansas: Human Kinetics, 2008. 395-408.
19. Su E.P. Fixed flexion deformity and total knee arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. Br.* 2012. 94 (11 Suppl. A). 112-5. PMID: 23118396.
20. Bordoni B., Varacallo M. *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Thigh Quadriceps Muscle.* StatPearls [Internet]. Last Update: February 7, 2021.

Отримано/Received 25.04.2022

Рецензовано/Revised 09.05.2022

Прийнято до друку/Accepted 18.05.2022 ■

Information about authors

V.O. Fishchenko, National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0001-9811-7861>

Khaled Jamal Saleh Obeidat, postgraduate student of the Department of Traumatology and Orthopedic, National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine

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 their manuscript.

V.O. Fishchenko, Khaled Jamal Saleh Obeidat
National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine

The work of the lower limb muscles under conditions of the knee flexible contract

Abstract. Background. Flexion contracture of the knee joint is a pathological condition that negatively affects the musculoskeletal function of the lower limb and significantly impairs the patient's quality of life. A change in the natural anatomical relationships in one joint leads to a change in the load in the adjacent joints and provokes the development of degenerative changes. Purpose of the work: using a walking model to study the work of the muscles of the lower limb in conditions of knee joint contracture of varying severity. Determine the minimum required muscle strength of the lower limb

for a normal stride. **Materials and methods.** Muscle dysfunction in contractures of the knee joint was investigated, which was modeled by limiting the extension of the hip to 10°, 15° and 20°. The analysis was carried out for the muscles of the right lower limb, comparing the obtained indicators with the indicators of the base model (the same limb without limitation of extension). **Results.** Contracture of the knee joint not only disrupts the function of the knee joint itself, but also, due to the versatility of the work of most of the two-joint muscles of the thigh and lower leg, pathologically affects the func-

tion of the hip and ankle joints. The extensors of the lower leg suffer more than others with contractures of the knee joint. This is due to the fact that in order to ensure correct gait, full extension of the lower leg is necessary, and these muscles need to develop strength that can overcome contracture. For example, with a 20° contracture for knee extension, the model should develop a force of 2250 N, but in reality, according to Delp (1990), the maximum possible isometric force is 780 N, which is almost 3 times less. Semitendinosus is one of the muscles that most of all affects the functionality of the hip joint; its obvious overstrain can be traced in the models. The work of m. gracilis and m. sartorius is significantly disrupted. With the excess of their functional capabilities in contractures of the knee joint, m. biceps femoris – short head. The maximum tension that this muscle is able to develop is 400 N, while in models with contractures of the knee joint the force required for normal walking reaches 900 N,

which naturally the muscle is not able to develop in real conditions.

Conclusions. Contracture of the knee joint leads to a change in the biomechanics of the entire lower limb. Limiting the mobility of the knee joint leads to an increase in changes in the work of the muscles, forcing them to work either under conditions of constant tension or, conversely, turning them off from work, which leads to a sharp violation of the gait. Knowing the effect of contracture of the knee joint on the work of the muscles of the lower limb, it is possible to predict the course of the development of the pathological process, to determine which muscle groups are most affected. Taking into account the peculiarities of their functioning with varying degrees of limitation of the knee joint mobility, it is possible to determine which muscle group needs correction before and after surgery.

Keywords: contracture of the knee joint; muscle strength; walking simulation

Камінська М.О.¹, Дігтяр В.А.¹, Яресько О.В.²¹Дніпровський державний медичний університет, м. Дніпро, Україна²ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

Обґрунтування оптимальної довжини та форми пластини для корекції вродженої лікоподібної деформації грудної клітки

Резюме. Актуальність. При торакопластиці вродженої лікоподібної деформації грудної клітки (ВЛДГК) поширеною є методика D. Nuss, коли корекція деформації здійснюється загрудинно розташованою пластиною. Але при підборі пластини на сьогодні орієнтуються на анатомічні розміри грудної клітки та зовсім не беруться до уваги індивідуальні параметри ВЛДГК, а саме ширина та глибина западини, а форма пластини надається емпірично, що впливає на результати лікування. **Мета роботи** — провести математичне обґрунтування оптимальних довжини та форми пластини для торакопластики ВЛДГК залежно від індивідуальних розмірів лікоподібної деформації пацієнта для досягнення максимальної корекції. **Матеріали та методи.** Для математичного обґрунтування параметрів геометризації анатомічних і структурно-якісних особливостей лікоподібної деформації грудної клітки були проведені розрахунки величини навантажень на дугу-пластину та елементи грудино-реберного комплексу. Для розрахунків використовували модель нерозрізної багатоопорної пластини з різними довжинами прольотів. **Результати.** У результаті дослідження обґрунтовано опрацювання геометризації анатомічних і структурно-якісних особливостей деформації грудної клітки й визначення геометричних параметрів дуги-пластини за даними індивідуальних анатомічних ширини та глибини ВЛДГК. Проведене дослідження послужило підґрунтям для розробки способу моделювання загрудинної дуги-пластини для корекції лікоподібної деформації грудної клітки. **Висновки.** Математичне моделювання, дослідження та розрахунки нерозрізної багатоопорної пластини з різними довжинами прольотів при торакопластиці дає можливість зменшення максимального моменту навантаження $M_{\max}$ на 11 % завдяки зменшенню довжини прольотів $c_{\lambda}-b_{\lambda}$, $b_{\pi}-c_{\pi}$ до половини довжини прольоту $b_{\lambda}-b_{\pi}$. На основі математичних розрахунків встановлено, що оптимальною довжиною пластини L є розмір $2D$, де D дорівнює ширині лікоподібної деформації та є відстанню між опорними ребрами, висота дугоподібного вигину на рівні опорних ребер повинна становити $1/2 H$, де величина H дорівнює глибині лікоподібної западини. Отримані дані мають важливе практичне значення при визначенні оптимальної довжини та форми пластини при загрудинній торакопластиці ВЛДГК.

Ключові слова: грудна клітка; лікоподібна деформація; торакопластика; математичне моделювання

Вступ

Найбільш поширеним способом лікування вродженої лікоподібної деформації грудної клітки (ВЛДГК) є оперативне втручання за методикою D. Nuss [3, 4]. Під час оперативного втручання деформація виправляється за допомогою пластини, яка встановлюється за грудиною та шляхом механічної дії завдяки власному навантаженню безпосе-

редньо коригує деформацію та утримує її упродовж довгого часу.

Для отримання безпосереднього та надійного довготривалого результату корекції деформації особливо значення набуває визначення параметрів та форми пластини. Відомо, що при виконанні торакопластики за D. Nuss довжину пластини визначають як відстань між правою і лівою середньоаксиллярними лініями

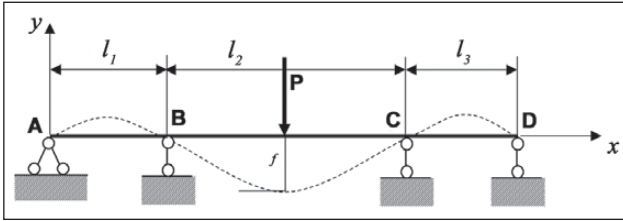


Рисунок 1. Розрахунок величини навантажень на дугу-пластину та елементи грудино-реберного комплексу

грудної клітки і віднімають 2,5 см, а форму їй надають емпірично [5]. А. Небга для визначення довжини пластини також вимірює анатомічні розміри грудної клітки, а саме відстань між обома середньоаксиллярними лініями та віднімає 1–2 см [2]. Н.І. Park запропонував принципи хірургічного лікування згідно з розробленою ним анатомічною класифікацією типів ВЛДГК за допомогою пластини в формі *asymmetric bar* та *seagull bar*. Пластину моделюють згідно із ступенем ексцентричності деформації, за необхідності використовують дві пластини для усунення депресії грудної клітки [6]. Н.К. Pilegaard навів успішний досвід оперативного усунення ВЛДГК з використанням пластини, яка за довжиною значно менша за оригінальну [7].

Тобто при підборі пластини на сьогодні зовсім не беруться до уваги індивідуальні параметри ВЛДГК, а саме ширина та глибина западини. Але на нашу думку, одним із головних завдань планування торакопластики слід вважати індивідуальний підхід до визначення необхідної довжини та форми коригуючої пластини, що відповідає б розмірам деформації пацієнта та задовольняла майбутню корекцію.

Мета дослідження: провести математичне обґрунтування оптимальних довжини та форми пластини для торакопластики ВЛДГК залежно від індивідуальних розмірів лікоподібної деформації пацієнта для досягнення максимальної корекції.

Матеріали та методи

Для математичного обґрунтування параметрів геометризації анатомічних і структурно-якісних особливостей лікоподібної деформації грудної клітки були проведені розрахунки величини навантажень на дугу-пластину та елементи грудино-реберного комплексу (рис. 1).

За даними довідника [1], для чотирьохопорної пластини з рівними довжинами прольотів максимальний згинальний момент ($M_{\max}$) буде розташовуватися в точці прикладання сили P :

$$M_{\max} = 0,175PD \text{ (кг)},$$

де P — сила, з якою груди́на тисне на пластину; D — довжина прольоту (усі прольоти рівної довжини).

Для обчислення максимального згинального моменту нерозрізної багатоопорної пластини з різними довжинами прольотів застосовували додавання шарні-

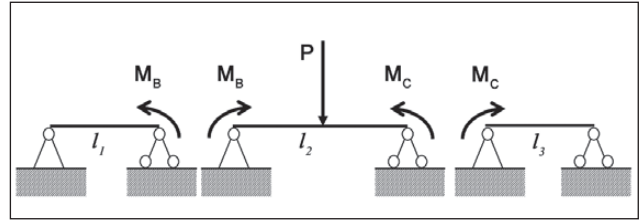


Рисунок 2. Розрахунок довжини пластини з урахуванням проміжних опорних моментів

рів у проміжні опори, з урахуванням опорних моментів (рис. 2).

Для даної схеми будували систему рівнянь трьох моментів:

$$2M_B(l_1 + l_2) + M_C l_2 = -6EJ \frac{Pl_2^2}{16EJ} = -\frac{3Pl_2^2}{8},$$

$$M_B l_2 + 2M_C(l_2 + l_3) = -6EJ \frac{Pl_2^2}{16EJ} = -\frac{3Pl_2^2}{8},$$

де M_B — опорний момент в точці b_L ;

M_C — опорний момент в точці b_{II} ;

$l_{1, 2, 3}$ — відповідно довжина прольотів c_L - b_L , b_L - b_{II} , b_{II} - c_{II} ;

E — модуль пружності;

J — осьовий момент інерції пластини;

P — сила, з якою груди́на тисне на пластину;

Звідки отримували:

$$M_B = M_C \frac{2l_3 + l_2}{2l_1 + l_2}.$$

Підставляючи M_B у перше рівняння, знаходили:

$$M_C \left(\frac{2l_3 + l_2}{2l_1 + l_2} l_2 + 2(l_2 + l_3) \right) = -\frac{3Pl_2^2}{8}.$$

Результати та обговорення

Для обчислення параметрів та форми пластини проведені розрахунки величини навантажень на дугу-пластину та елементи грудино-реберного комплексу. Розглядали варіант, коли $l_1 = l_3 = D/2$ та $l_2 = D$:

$$M_B = M_C = \frac{3PD}{32}.$$

Шляхом математичних розрахунків встановлено, що максимальний момент навантаження $M_{\max}$ дорівнював:

$$M_{\max} = \frac{5PD}{32} = 0,15625PD.$$

З'ясовано, що результат дослідження обґрунтовує опрацювання геометризації анатомічних і структурно-якісних особливостей деформації грудної клітки й визначення геометричних параметрів дуги-пластини за даними індивідуальних анатомічних розмірів ширини та глибини ВЛДГК. А саме є можливість зменшення максимального моменту навантаження $M_{\max}$ на 11 %.

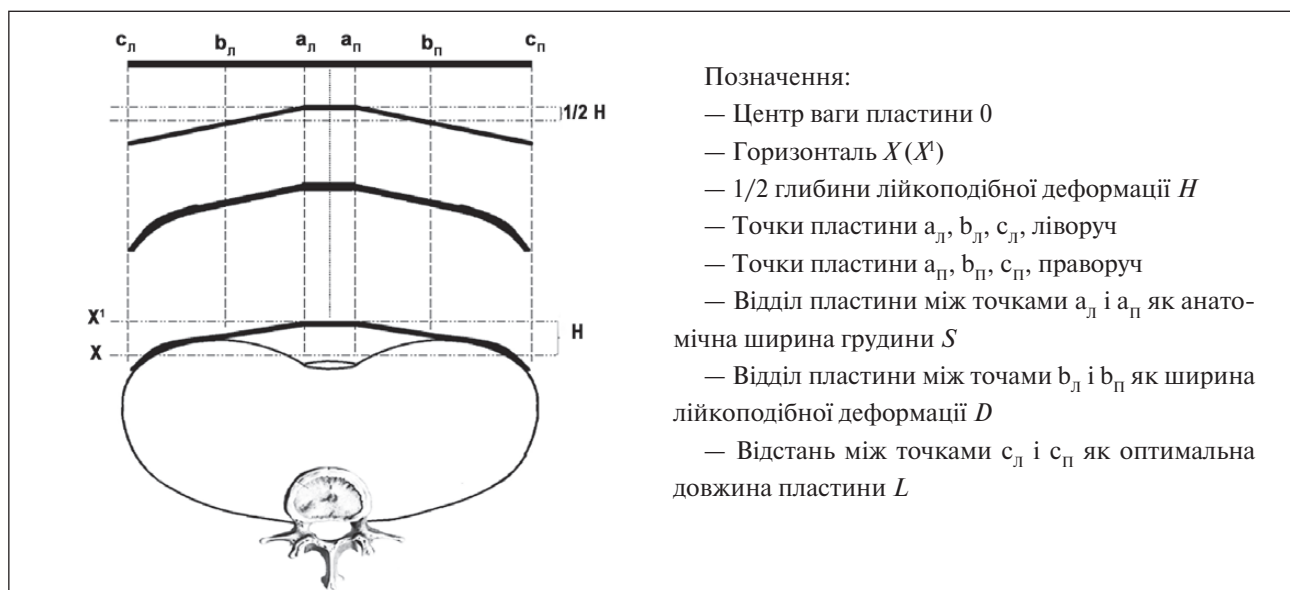


Рисунок 3. Схема розмітки пластини

Результати проведених досліджень послужили підґрунтям для розробки способу моделювання загрузинної дуги-пластини для корекції лікоподібної деформації грудної клітки (патент України на корисну модель UA134065. Бюл. № 8, 2019). Спосіб складається з вимірювання ширини та глибини лікоподібної деформації грудної клітки, визначення оптимальної довжини пластини, її розмітки та моделювання форми.

Виконують його таким чином. Починають з антропометричного обстеження пацієнта, а саме визначають анатомічну ширину груднини S між точками a_l і a_p , відстань між виступаючими точками b_l і b_p ребер над сегментом найбільшого западання груднини як ширину лікоподібної деформації D , проводять горизонталь X над сегментом найбільшого западання груднини через найбільш виступаючі точки ребер у сагітальній площині, вимірюють величину максимального віддалення виступаючих точок від горизонталі X як глибину лікоподібної деформації H , обчислюють оптимальну лінійну довжину L пластини, розмічають її, відкладаючи симетрично по обидва боки від центра ваги пластини по $1/2$ значень анатомічної ширини груднини S і ширини лікоподібної деформації D , вигинають пластину між точками b_l - a_l , b_p - a_p , моделюючи кривизну дуги між точками b_l і b_p , прогинають між точками a_l і a_p на величину $1/2$ глибини лікоподібної деформації H і догинають дистальні відділи c_l - b_l , c_p - b_p до груднини під час операції, де

$$L = 2D \text{ (мм)},$$

за умов, що відстань між точками a_l і a_p відповідає анатомічній ширині грудної клітки S ; відстань між точками b_l і b_p відповідає ширині лікоподібної деформації D ; відстань між точками c_l і c_p відповідає оптимальній лінійній довжині L загрузинної дуги-пластини. Індивідуально моделюють пластину згідно із зображенням (рис. 3).

Позначення:

- Центр ваги пластини O
- Горизонталь X (X')
- $1/2$ глибини лікоподібної деформації H
- Точки пластини a_l , b_l , c_l , ліворуч
- Точки пластини a_p , b_p , c_p , праворуч
- Відділ пластини між точками a_l і a_p як анатомічна ширина груднини S
- Відділ пластини між точками b_l і b_p як ширина лікоподібної деформації D
- Відстань між точками c_l і c_p як оптимальна довжина пластини L

Для індивідуального розрахунку необхідної довжини пластини (L) основоположним розміром є ширина лікоподібної деформації грудної клітки (D), що вимірюється відстанню між найбільш виступаючими точками ребер, що утворюють деформацію, які під час операції є опорними для пластини. Параметри дугоподібного вигину пластини розраховуються відносно глибини лікоподібної деформації (H). У свою чергу, H визначається як відстань від горизонтальної лінії між опорними ребрами до найбільш глибокої точки западини.

Висновки

Математичне моделювання, дослідження та розрахунки нерозрізної багатоопорної пластини з різними довжинами прольотів при торакопластиці дає можливість зменшення максимального моменту навантаження M_{max} на 11 % завдяки зменшенню довжини прольотів до $1/2$ їх довжини. На основі математичних розрахунків встановлено, що оптимальною довжиною пластини L є розмір $2D$, де D дорівнює ширині лікоподібної деформації та є відстанню між опорними ребрами, висота дугоподібного вигину на рівні опорних ребер повинна становити $1/2 H$, де величина H дорівнює глибині лікоподібної западини.

Отримані дані мають важливе практичне значення при визначенні оптимальної довжини та форми пластини при загрузинній торакопластиці ВЛДГК.

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

Список літератури

1. *Спротивление материалов: Учебник. Г.Д. Межецкий, Г.Г. Загребин, Н.Н. Решетник; под общ. ред. Г.Д. Межецкого, Г.Г. Загребина. 5-е изд. М., 2016. 432 с.*

2. Hebra A., Calder B.W., Leshner A. Minimally invasive repair of pectus excavatum. *J. Vis. Surg.* 2016. 2. 73. doi: 10.21037/jovs.2016.03.21.

3. Kelly R.E., Goretsky M.J., Obermeyer R., Kuhn M.A., Redlinger R., Haney T.S., Moskowitz A., Nuss D. Twenty-one years of experience with minimally invasive repair of pectus excavatum by the Nuss procedure in 1215 patients. *Ann. Surg.* 2010. 252(6). 1072-81. doi: 10.1097/SLA.0b013e3181effdce.

4. Nuss D., Kelly Jr. R.E., Croitor D.P., Katz M.E. A 10-year review of a minimally invasive technique for the correction of pectus excavatum. *J. Pediatr. Surg.* 1998. 33. 545-52.

5. Nuss D., Obermeyer R.J., Kelly R.E. Nuss bar procedure: past, present and future. *Ann. Cardiothorac. Surg.* 2016. 5(5). 422-433. doi.org/10.21037/acs.2016.08.05.

6. Park H.J., Lee I.S., Kim K.T. Extreme eccentric canal type pectus excavatum: morphological study and repair techniques. *Eur. J. Cardiothorac. Surg.* 2008. 34(1). 150-154. doi:10.1016/j.ejcts.2008.03.044.

7. Pilegaard H.K. Single centre experience on short bar technique for pectus excavatum. *Ann. Cardiothorac. Surg.* 2016. 5(5). 450-455. doi: 10.21037/acs.2016.09.05.

Отримано/Received 02.04.2022

Рецензовано/Revised 11.04.2022

Прийнято до друку/Accepted 20.04.2022 ■

Information about authors

Valerii A. Dihtiar, MD, PhD, Professor, Department of the pediatric surgery, orthopedics and traumatology, Dnipro State Medical University, Dnipro, Ukraine; e-mail: Vdihtiar2017@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-3182-2512>

Marianna O. Kaminska, PhD, Assistant professor, Department of the pediatric surgery, orthopedics and traumatology, Dnipro State Medical University, Dnipro, Ukraine; e-mail: mkaminska0307@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0001-5895-9562>

Alexander V. Yaresko, Junior Researcher, Department of the biomechanics laboratories, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: avyresko@gmail.com; <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.

M.O. Kaminska¹, V.A. Dihtiar¹, O.V. Yaresko²

¹Dnipro State Medical University, Dnipro, Ukraine

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

Substantiation of the optimal length and shape of the plate for the correction of congenital funnel-shaped deformity of the chest

Abstract. Background. In thoracoplasty of congenital funnel-shaped deformity of the chest (CFSDC), the method according to D. Nuss is common, when the correction of the deformation is carried out by the retrosternal plate. However, the selection of the plate still focuses on the anatomical size of the chest and does not take into account the individual parameters of deformation of CFSDC, namely the width and depth of the cavity, and the shape of the plate is given imperatively, which affects treatment results. Purpose of the work: to carry out mathematical substantiation of the optimal dimensions of the length and shape of the plate for thoracoplasty CFSDC depending on the individual size of the funnel-shaped deformation of the patient to achieve maximum correction. **Materials and methods.** To mathematically substantiate the parameters of geometrization of anatomical and structural-qualitative features of funnel-shaped deformation of the thorax, calculations of the magnitude of loads on the arch-plate and elements of the sternocostal complex were performed. **Results.** It was found that the result of the study justifies the study of geometrization of

anatomical and structural-qualitative features of chest deformation and determination of geometric parameters of the plate-arc according to individual anatomical dimensions of width and depth of CFSDC. The research served as a basis for the development of a method for modeling the thoracic arch-plate for the correction of funnel-shaped deformation of the chest. **Conclusions.** Mathematical modeling, research and calculations of indivisible multi-support plate with different span lengths as in thoracoplasty, allows to reduce the maximum torque M_{max} by 11 %, by reducing the span lengths. Based on mathematical calculations, the optimal length of the plate L is the size $2D$, where D is the width of the funnel-shaped deformation and is the distance between the support ribs, the height of the arc bend at the level of the support ribs should be $1/2 H$, where H is equal to the funnel depth. The obtained data are of great practical importance in determining the optimal length and shape of the plate in thoracic thoracoplasty CFSDC.

Keywords: chest; pectus excavatum; thoracoplasty; mathematical modeling

Левицький А.Ф.¹, Бур'янов О.А.¹, Омельченко Т.М.¹, Овдій М.О.¹, Летуча Н.П.²,
Суббота І.А.³, Карпінський М.Ю.³

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

²Дніпровська міська поліклініка № 2, м. Дніпро, Україна

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

Біомеханічні аспекти функціонального лікування сколіотичної деформації хребта

Резюме. Актуальність. Сколіотична деформація хребта була і є об'єктом численних розробок та досліджень різних фахівців медицини. Ведення пацієнтів активно включає в свою програму такий потужний фактор, як функціональне лікування, і для пацієнтів після операції, і для хворих, яким хірургічне втручання показане.

Мета. Поліпшення результатів фізіофункціонального лікування пацієнтів зі сколіотичною хворобою шляхом експериментально-клінічного обґрунтування ефективності різних фізичних вправ, що застосовуються при лікуванні хворих. **Матеріали та методи.** Розроблені математичні моделі хребта із С-подібною та S-подібною сколіотичними деформаціями, які використовували для аналізу напружено-деформуючого стану. Були перевірені 17 різних вправ, серед яких 12 асиметричних, 3 — симетричні та 2 — деротаційні. Із них: 6 вправ ми використовуємо при шийно-грудному типі; 8 — при грудному; 8 — при грудопоперековому; 12 — при поперековому та 10 вправ — при S-подібному типі деформації хребетного стовпа. **Результати.** Створення математичної моделі дозволило вивчити напруження, що виникають при деформаціях хребта за різних варіантів навантаження. Ми отримали чіткі уявлення про розподіл внутрішнього напруження в хребетних рухових сегментах. Було встановлено, що більшість вправ нашого комплексу сприяє створенню компресійних зусиль на опуклій стороні деформованого хребта та формуванню distraкційних зусиль на боці увігнутості. Аналогічні дані підтверджують показники антропометричних досліджень. Все вищесказане свідчить про доцільність враховувати локалізацію вершини викривлення хребетного стовпа при розробці комплексів функціонального лікування. Безперечно, жодне експериментальне дослідження не відбиває увесь спектр анатомо-фізіологічних процесів живого організму. Однак створення математичної моделі дозволило розробити положення диференційованого застосування кінезитерапії в конкретній клінічній ситуації, а результати розробок стали частиною клініко-біомеханічного обґрунтування функціонального лікування сколіотичної патології. **Висновки.** Дослідження за допомогою математичної моделі дозволило вивчити диференційовану дію методів кінезитерапії на деформацію хребта залежно від її вершини. Дане дослідження дозволило біомеханічно обґрунтувати показання та протипоказання для використання різних фізичних вправ при лікуванні сколіотичної хвороби. Проведене дослідження дало змогу удосконалити методологічний підхід до розробки комплексів лікувальної гімнастики з урахуванням топічних особливостей деформації хребта.

Ключові слова: сколіотична деформація; математичне моделювання; складні деформації хребта

Вступ

Сколіотична деформація хребта була і є об'єктом численних розробок та досліджень різних фахівців медицини. Вона по праву займає одне з провідних місць у реєстрі патологій пацієнтів ортопедо-травматологічного профілю. Багатогранність підходу до однієї з най-

складніших тем ортопедії, вертеб্রології та педіатрії є абсолютно обґрунтованою.

Статистичні дані говорять не тільки про зростання захворюваності на сколіоз у цілому, а і про зростання кількості пацієнтів із тяжкими ступенями деформації [1].

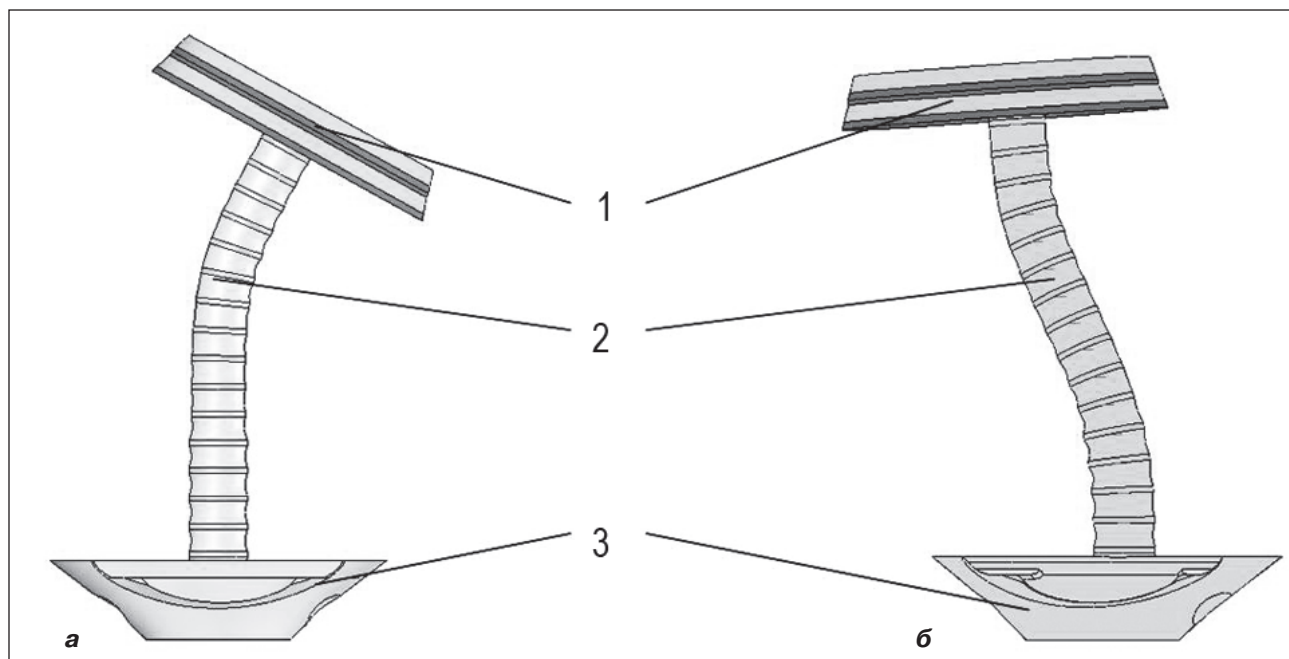


Рисунок 1. Математичні моделі сколіотичної постви: а) С-подібний сколіоз; б) S-подібний сколіоз. Примітки: 1 — верхній опорний комплекс; 2 — хребтовий стовп; 3 — нижній опорний комплекс.

Останнім часом у лікуванні цієї патології хірургічний підхід до виправлення деформації хребта дає хороші результати [2–4], у той же час ведення пацієнтів активно включає в свою програму такий потужний фактор, як функціональне лікування, і для пацієнтів після операції, і для хворих, яким хірургічне втручання показано.

Розроблено багато різних методик лікувальної гімнастики [5–8]. Проте оцінити всі запропоновані комплекси суб'єктивно не завжди можливо. Є поодинокі роботи, у яких вибір спеціальних вправ обґрунтований з позиції біомеханіки [9, 10].

Як експериментальне дослідження ми використовували математичне моделювання, основою якого була математична модель хребта [11], що дозволяє вивчити розподіл внутрішнього напруження в хребтних рухомих сегментах при різних варіантах їх навантаження.

Мета: поліпшення результатів фізіофункціонального лікування пацієнтів зі сколіотичною хворобою шляхом експериментально-клінічного обґрунтування ефективності різних фізичних вправ, що застосовуються при лікуванні хворих.

Матеріали та методи

В Інституті патології хребта та суглобів імені проф. М.І. Ситенка в лабораторії біомеханіки були розроблені математичні моделі хребта зі С- та S-подібної сколіотичними деформаціями, які використовували для аналізу напружено-деформуючого стану [12, 13].

Усього на даній математичній моделі були перевірені 17 різних вправ, серед яких 12 асиметричних; 3 — симетричні та 2 — деротаційні. Із них: 6 вправ ми використовуємо при шийно-грудному типі; 8 — при

грудному; 8 — при грудопоперековому; 12 — при поперековому та 10 вправ — при S-подібному типі деформації хребтного стовпа.

Кожна модель складається із таких частин: верхнього опорного комплексу (1); хребтного стовпа (2); нижнього опорного комплексу (3) (рис. 1).

Верхній опорний комплекс є двома реберними кільцями, з'єднаними з двома верхніми хребцями і пов'язаними між собою елементами з механічними властивостями, характерними для міжреберної м'язової тканини.

Блок, який моделює хребтний стовп, складається з 15 хребців, з'єднаних між собою елементами з механічними властивостями міжхребцевих дисків. Він складається з грудопоперекового відділу хребта, що має S-подібне або С-подібне викривлення. Викривлення моделювалося за рахунок клиноподібності 9 хребців (з кутом нахилу опорних поверхонь хребців від 1° до 6°).

Нижній опорний комплекс представлений одним елементом, який забезпечує застосування навантажень.

Для створення навантаження, пов'язаного з рухами верхніх кінцівок, були сформовані зони навантаження у ділянці розташування лопаток (рис. 2). Для створення навантаження, пов'язаного з рухами нижніх кінцівок, були сформовані зони навантаження в ділянці вертлюжних западин (рис. 2б). Слід зазначити, що насамперед нас цікавив розподіл внутрішніх напружень у нашій моделі, а не величина створюваних напружень під впливом даної сили, у всіх випадках навантаження приймалося рівним 10 Н (позначено на рисунках Р). У випадках застосування додаткових компенсуючих зусиль, пов'язаних із підтриманням тулуба у вихідному

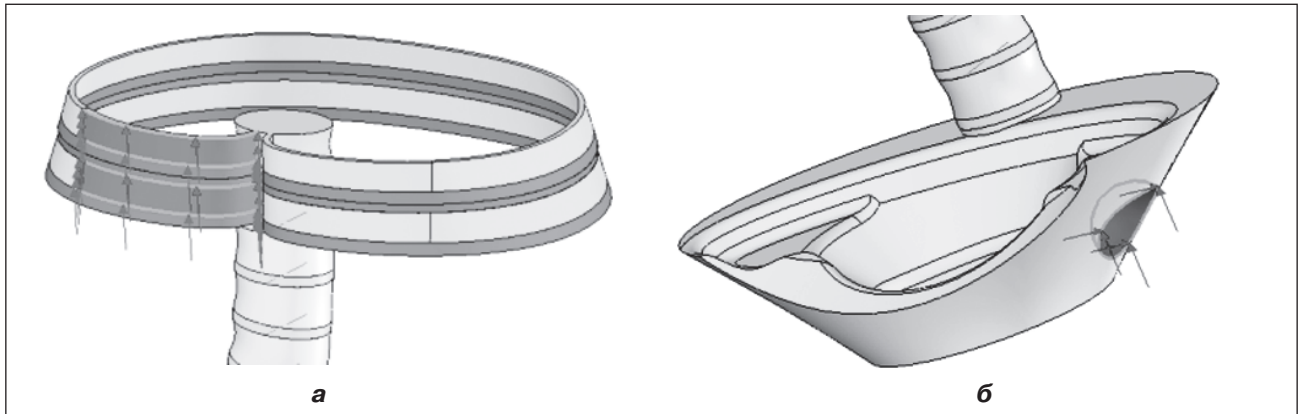


Рисунок 2. Зона прикладання зусиль: а) викликаних рухами верхніх кінцівок; б) викликаних рухами нижніх кінцівок

положенні, наприклад при одноопорному стоянні, використовувалося додаткове навантаження, що дорівнювало 2 Н (позначено на рисунках R).

Слід зазначити, що дані варіанти навантаження використовувалися як із лівої, так і з правої сторони верхнього і нижнього опорних комплексів. Світлі зони показують ділянки стискаючих напружень, а темні — розтягуючих напружень.

Для виконання розрахунків нами використовувалися механічні властивості біологічних тканин за даними Березовського [14]. Цифрові значення основних характеристик тканин наведені в табл. 1.

Дослідження моделей виконували за допомогою методу кінцевих елементів. Як критерій оцінки напружено-деформованого стану моделей використовували напруження за Мізесом [15].

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу CosmosM [16].

Результати та обговорення

Створення математичної моделі дозволило вивчити напруження, що виникають при деформаціях хребта за різних варіантів навантаження. Ми отримали чіткі уявлення про розподіл внутрішнього напруження в хребетних рухових сегментах. Було встановлено, що більшість вправ нашого комплексу сприяє створенню компресійних зусиль на опуклій стороні деформованого хребта та формуванню дистракційних зусиль на боці увігнутості. Аналогічні дані підтверджують показники антропометричних досліджень [17].

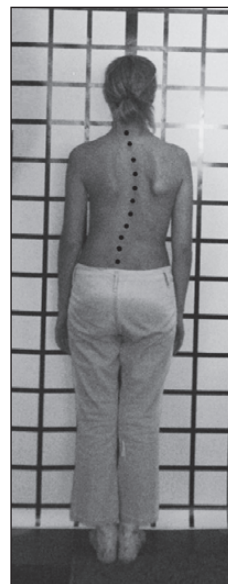


Рисунок 3. Хвора К. у положенні невимушеної постави до лікування

Все вищесказане свідчить про доцільність врахування локалізації вершини викривлення хребетного стовпа при розробці комплексів функціонального лікування.

Безперечно, жодне експериментальне дослідження не відбиває всю гаму анатомо-фізіологічних процесів живого організму. Однак створення математичної моделі дозволило розробити положення диференційованого застосування кінезитерапії в конкретній клінічній ситуації, а результати розробок стали частиною клініко-біомеханічного обґрунтування функціонального лікування сколіотичної патології.

Клінічний приклад. Пацієнтка К., 18 років, звернулася до клініки з діагнозом «сколіоз груднопоперекового відділу хребта II ст.». Кути Кобба: реберний горб — 20°, м'язовий валик — 10°. На рентгенограмі кут грудного викривлення 27°, кут поперекового — 22°. Супутньої патології немає. Для корекції деформації пацієнтці проведено підбір комплексу, основу якого становили 5 асиметричних та 2 симетричні вправи.

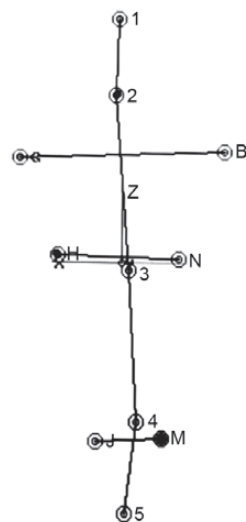
Таблиця 1. Механічні характеристики матеріалів, використаних при моделюванні

Матеріал	Модуль пружності E, МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кісткова тканина	1500	0,29
Міжхребцевий диск	50	0,35
Міжреберна м'язова тканина	50	0,32

Вправа 1. Вихідне положення стоячи на лівій нозі, ліва рука перебуває за головою, права упирається в таз, на рівні викривлення — валик, який створює додаткове навантаження, права нога заводиться за ліву.



а) фото вправи



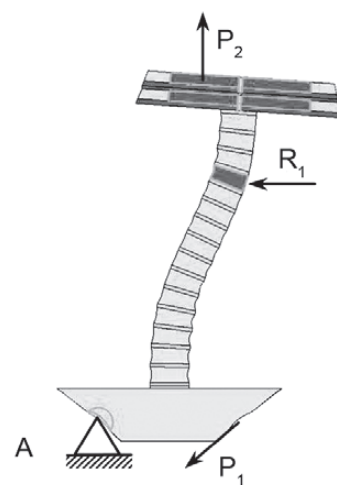
б) антропограма при виконанні вправи



в) вигляд спереду



г) вигляд іззаду



д) схема

Рисунок 4. Результати навантаження моделі при виконанні вправи 1

Така вправа, на наш погляд, відповідає схемі навантаження, наведений на рис. 4д, ліва рука створює зусилля P_2 , валик, що притискається рукою, створює зусилля R_1 , а приведення ноги створює зусилля P_1 , опорною є ліва кінцівка (А).

Такий варіант навантаження приводить до таких результатів:

— у грудному відділі від вершини викривлення з правого боку вгору сформувалася зона розтягуючих напружень, а вниз — стискаючих, але ці напруження розташовуються у міжхребцевих дисках

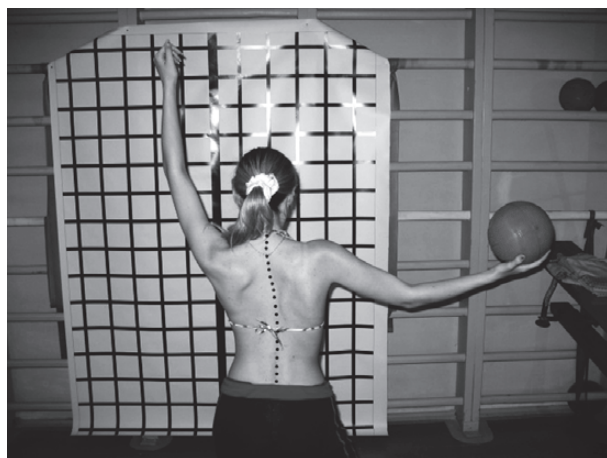
у зв'язку з незначною величиною прикладеного зусилля;

— у поперековому відділі хребта ліворуч спереду сформувалися стискаючі напруження на всьому протязі даного відділу, а праворуч ззаду — розтягуючі напруження.

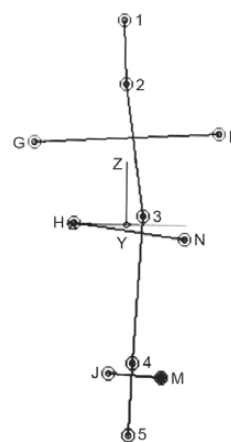
Таким чином, ця вправа сприяє виправленню викривлення хребетного стовпа в грудному та поперековому відділах при S-подібній деформації.

Примітка: при проведенні вправи слід звертати увагу на поперековий відділ хребта з метою недопущення зменшення його природного лордозу.

Вправа 2. Вихідне положення стоячи, ліва рука вгору, права з м'ячем витягнута вбік, лівою ногою здійснюється випад убік.



а) фото вправи



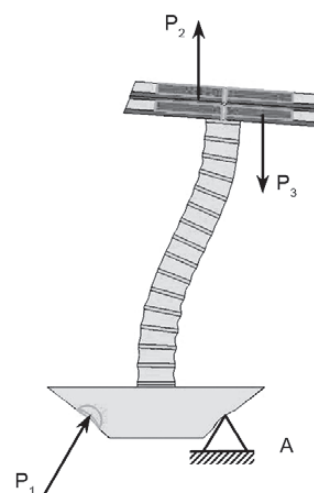
б) антропограма при виконанні вправи



в) вигляд спереду



г) вигляд іззаду



д) схема

Рисунок 5. Результати навантаження моделі при виконанні вправи 2

Така вправа, на наш погляд, відповідає схемі навантаження, наведеній на рис. 5д, при якому рука, піднята вгору, створює зусилля P_2 , а рука, витягнута вбік, — P_3 , нога, що робить випад убік, створює зусилля P_1 , а нога, що залишається на місці, є опорою (А).

Такий варіант навантаження приводить до таких результатів:

- у грудному відділі, вище від вершини викривлення, праворуч створюється зона стискаючих напружень у міжхребцевих дисках, а зліва виникають незначні розтягуючі напруження;

- у середній частині хребетного стовпа напруження не мають ні виражених стискаючих зон, ні розтягуючих;

- у поперековому відділі хребта ліворуч спереду сформувалися стискаючі напруження на всьому протязі даного відділу, а праворуч ззаду — розтягуючі напруження, які є більш вираженими (величина максимальних розтягуючих напружень більша, ніж стискаючих).

Таким чином, ця вправа сприяє виправленню викривлення хребетного стовпа у верхній частині грудного (вище від рівня максимального викривлення) та поперекового відділах при S-подібній деформації.

Примітка: при проведенні вправи слід звертати увагу на поперековий відділ хребта з метою не допускати зменшення його природного лордозу та виникнення ротації.

Вправа 3. Вихідне положення стоячи, зробити випад вперед лівою ногою, ліва рука піднята вгору, права притиснута до тулуба.

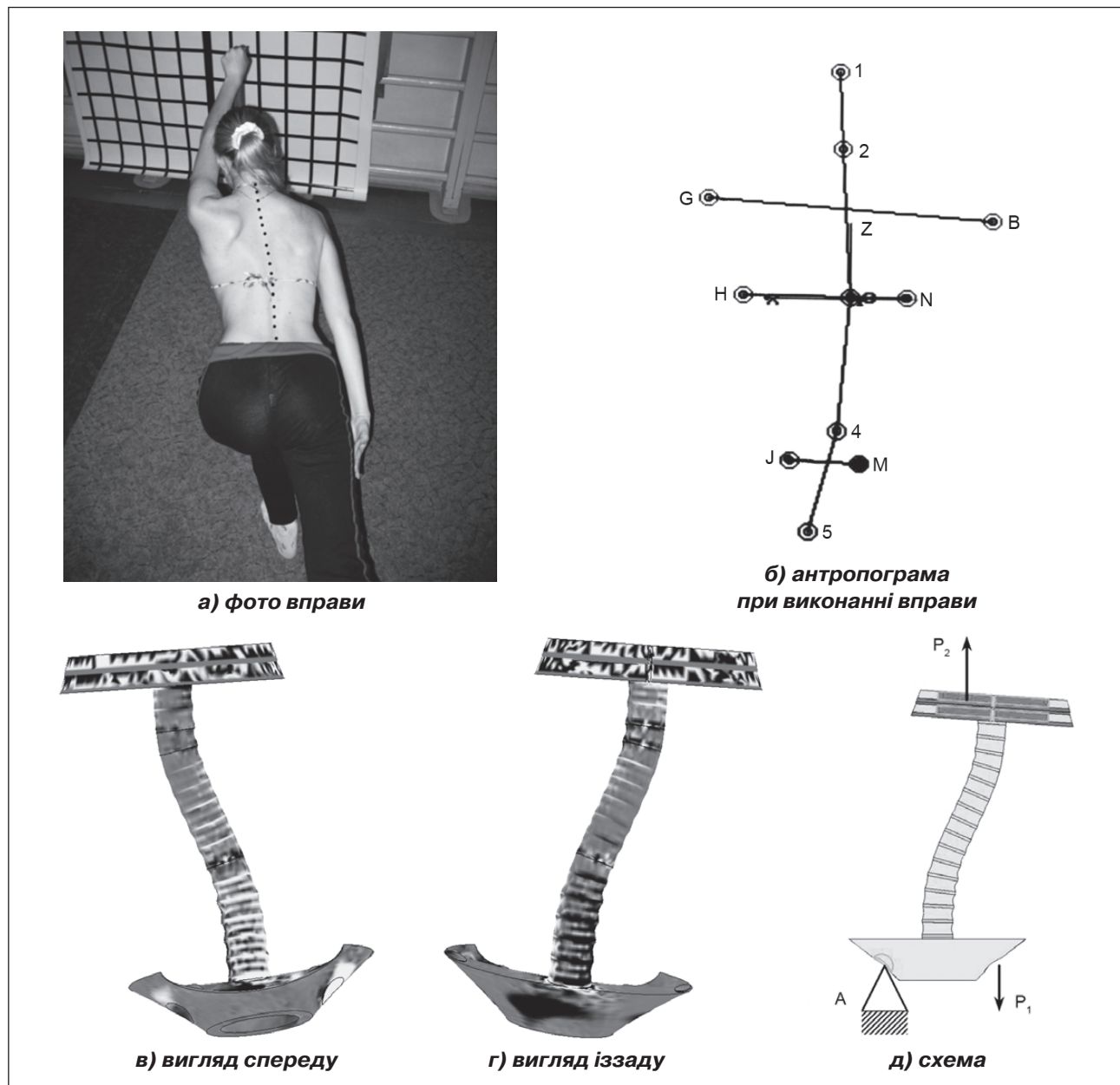


Рисунок 6. Результати навантаження моделі при виконанні вправи 3

Така вправа, на наш погляд, відповідає схемі навантаження, наведеній на рис. 6д, при якому піднята рука створює зусилля P_2 , нога, що виконує випад, виконує опорну функцію (зона А), а нога, яка знаходиться ззаду в безпорному положенні, і створює зусилля P_1 .

Такий варіант навантаження приводить до таких результатів:

- у грудному відділі вище від вершини викривлення в міжхребцевих дисках зліва створюється зона розтягуючих напружень, а праворуч — стискаючих;

- у середній частині хребетного стовпа є стискаюче напруження ліворуч спереду без виникнення суттєвих розтягуючих напружень;

- у поперековому відділі хребта справа спереду сформувалися стискаючі напруження на всьому протязі даного відділу, а праворуч ззаду — розтягуючі напруження.

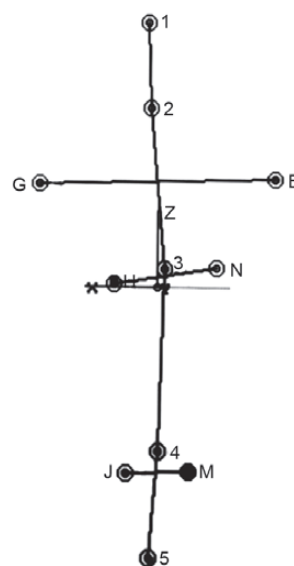
Таким чином, ця вправа сприяє виправленню викривлення хребетного стовпа у верхній частині грудного (вище від рівня максимального викривлення) та поперековому відділах при S-подібній деформації.

Примітка: при проведенні вправи слід звертати увагу на поперековий відділ хребта з метою недопущення виникнення ротації.

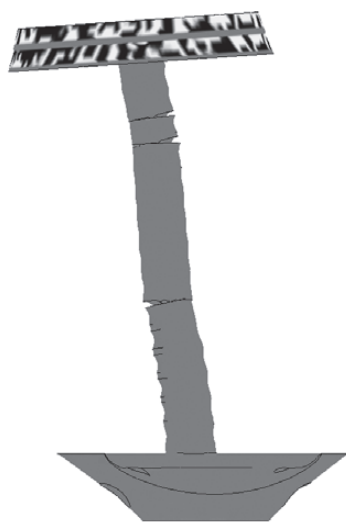
Вправа 4. Вихідне положення лежачи на животі, одна рука переміщається через сторону вгору, друга заведена за спину, піднімається голова та верхня частина тулуба.



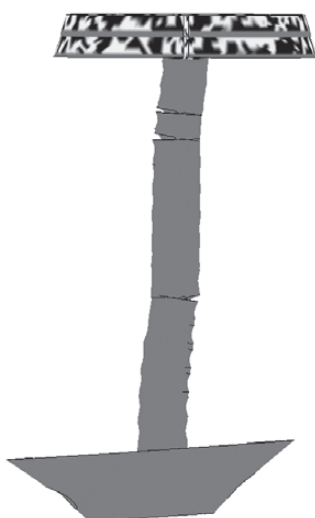
а) фото вправи



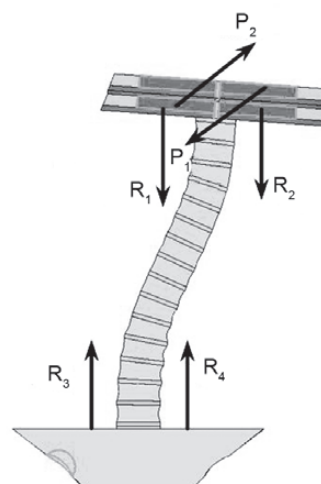
б) антропограма при виконанні вправи



в) вигляд спереду



г) вигляд іззаду



д) схема

Рисунок 7. Результати навантаження моделі при виконанні вправи 4

Така вправа, на наш погляд, відповідає схемі навантаження, наведений на рис. 7д, рука, яка піднімається, створює зусилля P_2 , а рука, заведена за спину, — P_1 , рух тулуба здійснюється за рахунок додаткових зусиль R_1 , R_2 (до плечового пояса), R_3 та R_4 (до таза).

Такий варіант навантаження приводить до таких результатів:

— у грудному відділі не виникає суттєвого напруження, але при цьому виправляється положення хреб-

ців за рахунок змін їх просторового положення завдяки пружності зв'язкового апарату;

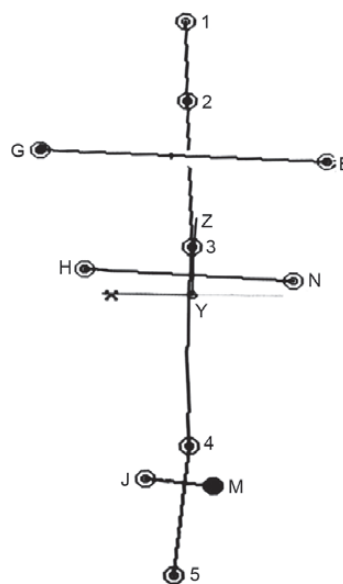
— у поперековому відділі хребта не виникає суттєвого напруження, але при цьому виправляється положення хребців за рахунок змін їх просторового положення завдяки пружності зв'язкового апарату.

Таким чином, ця вправа сприяє виправленню викривлення хребетного стовпа на всій його протяжності при S-подібній деформації.

Вправа 5. Вихідне положення лежачи, обидві руки піднімають вгору і прогинають спину назад.



а) фото вправи



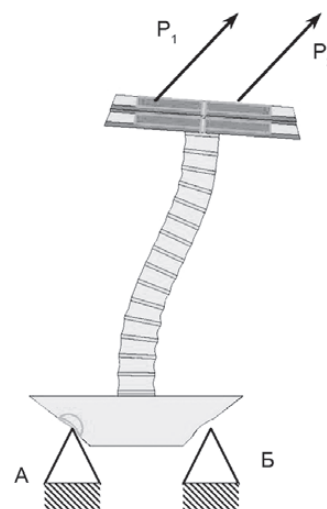
б) антропограма при виконанні вправи



в) вигляд спереду



г) вигляд іззаду



д) схема

Рисунок 8. Результати навантаження моделі при виконанні вправи 5

Така вправа, на наш погляд, відповідає схемі навантаження, наведений на рис. 8д, при якому опорними є зони А, Б, руки, що виконують рухи, створюють зусилля P_1 і P_2 (спрямоване вгору назад).

Такий варіант навантаження дає такі результати (для наочності шкала значень зменшена в 1000 разів):

- у грудному відділі вище від вершини викривлення створюється зона незначних розтягуючих напружень у міжхребцевих дисках;

- у середній частині хребетного стовпа мають місце в основному розтягуючі напруження;

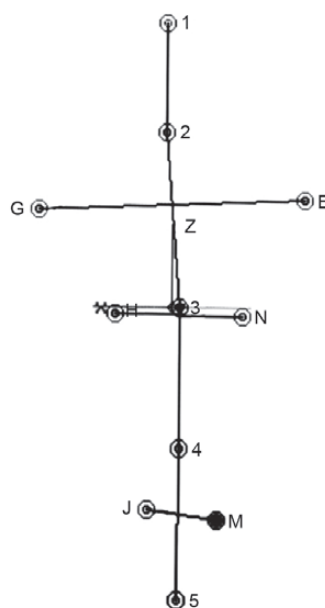
- у поперековому відділі хребта ліворуч сформувалися стискаючі напруження, а праворуч — розтягуючі.

Таким чином, ця вправа сприяє виправленню викривлення хребетного стовпа на всій його довжині за рахунок пружних властивостей зв'язкового апарату при S-подібній деформації.

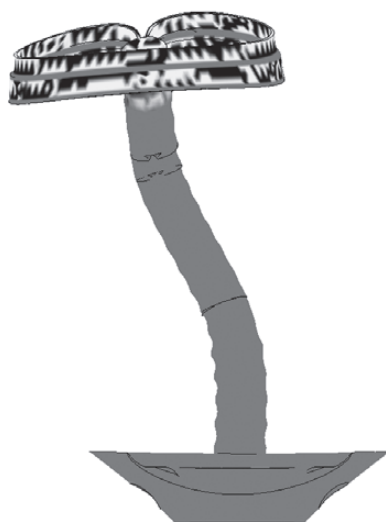
Вправа 6. Вихідне положення стоячи навколішки, руки з м'ячем витягнуті перед собою, м'яч піднімають вгору і виконують нахил тулуба вперед.



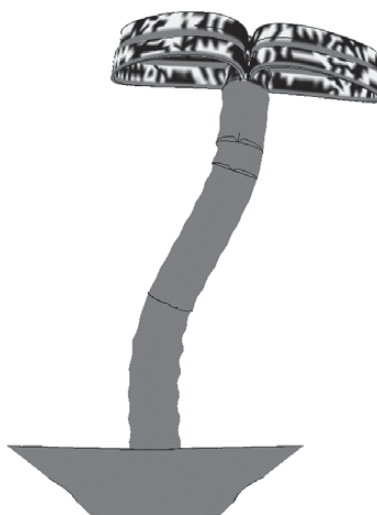
а) фото вправи



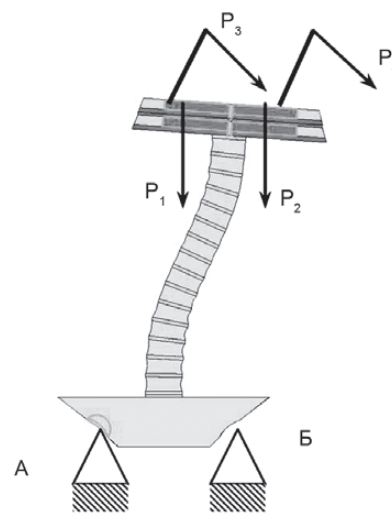
б) антропограма при виконанні вправи



в) вигляд спереду



г) вигляд іззаду



д) схема

Рисунок 9. Результати навантаження моделі при виконанні вправи 6

Така вправа, на наш погляд, відповідає схемі навантаження, наведений на рис. 9д, при якому опорними є зони А, Б, руки, що виконують рух, створюють зусилля P_1 , P_2 , P_3 , P_4 (P_3 і P_4 створюють зусилля, подібне до крутного моменту).

Такий варіант навантаження дає такі результати (шкала значень аналогічна до вправ з 1-ї до 5-ї):

— у ділянці вище за рівень максимальних викривлень у грудному відділі створюється зона стискаючих напружень спереду;

— у середньому та поперековому відділах хребта розподіл напружень аналогічний до попередньої вправи, вони мають несуттєві значення.

Таким чином, дана вправа сприяє виправленню викривлення хребетного стовпа в нижній частині грудного (нижче від рівня максимального викривлення) та в поперековому відділі при S-подібній деформації.

Примітка: при проведенні вправи слід звертати увагу на верхню частину грудного відділу хребта з метою недопущення зменшення природного грудного кіфозу.

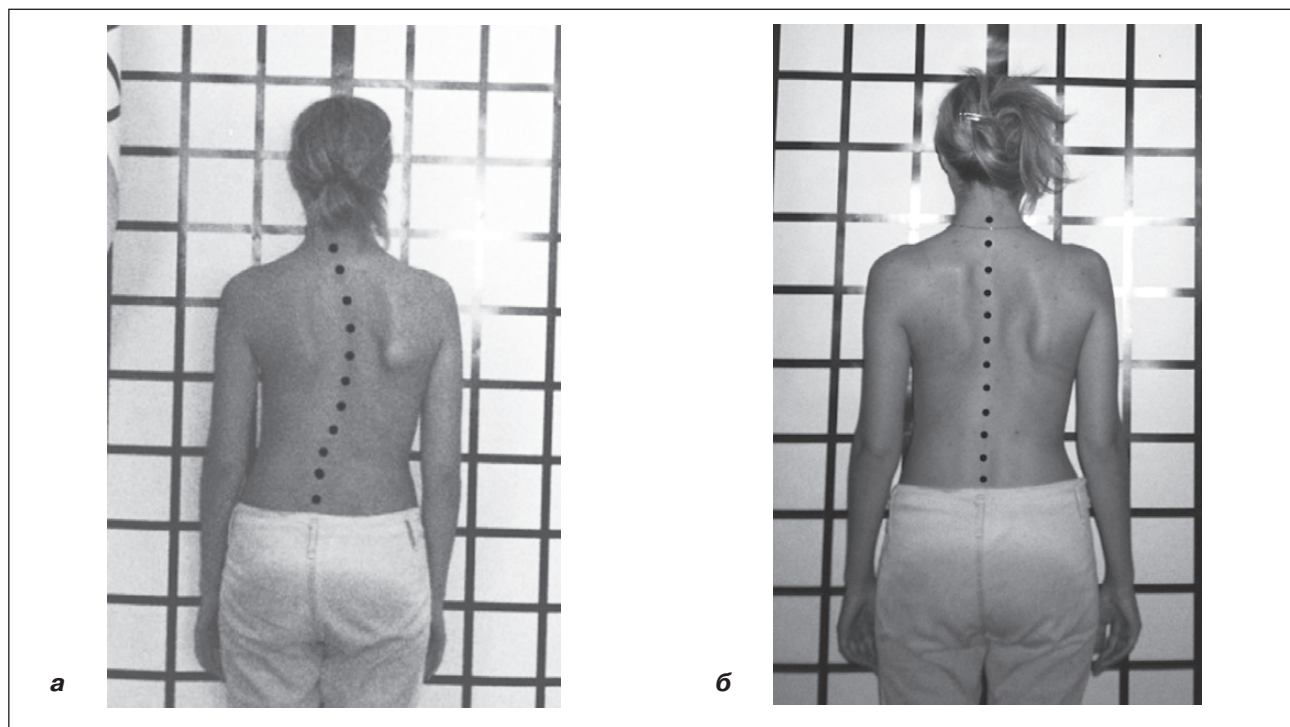


Рисунок 10. Фото хворої К.: а) до курсу відновлювального лікування; б) після курсу відновлювального лікування

Висновки

1. Дослідження за допомогою математичної моделі дозволило вивчити диференційовану дію методів кінезитерапії на деформацію хребта залежно від її вершини.
2. Дане дослідження дозволило біомеханічно обґрунтувати показання та протипоказання для використання різних фізичних вправ при лікуванні сколіотичної хвороби.
3. Проведене дослідження дало змогу удосконалити методологічний підхід до розробки комплексів лікувальної гімнастики з урахуванням топічних особливостей деформації хребта.

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

Список літератури

1. Корж Н.А., Мезенцев А.А. Сколиотическая болезнь. Лікування та діагностика. 2004. № 4. С. 9-16.
2. Белова А.Н., Шопетова О.Н. Руководство по реабилитации больных с двигательными нарушениями. М.: АОЗТ «Антидор», 1998. 224 с.
3. Rohozynskiy V., Levytskyi A., Dolianytskyi M., Benzar I. Treatment of Severe Spinal Deformations in Children with Idiopathic Scoliosis Using Halo-Gravity Traction. *Wiadomości Lekarskie*. 2020. Vol. 73. № 10. P. 2144-2149.
4. Левицький А.Ф., Рогозинський В.О., Бензар І.М., Доляницький М.М., Карпінська О.Д. Аналіз ефективності використання системи галогравітаційної тракції як фактора, що впливає на крововтрату при хірургічній корекції складних сколіотичних деформацій у дітей. *Хірургія дитячого віку*. 2022. № 1 (74). С. 34-39.
5. Васюра А.С., Новиков В.В., Михайловский М.В. и др. Некоторые особенности оперативного лечения тяжелых форм идиопатического сколиоза подростков. *Хирургия позвоночника*. 2006. № 3. С. 29-37.
6. Епифанов В.А. Медицинская реабилитация. М.: Медпресс-Информ, 2005. 328 с.
7. Фищенко В.Я., Улещенко В.А., Вовк Н.Н. и др. Консервативное лечение сколиоза. К.: Медицинская фирма «Унити-Атлант», 1994. 187 с.
8. Чаклин В.Д., Абальмасова Е.А. Сколиозы и кифозы. М.: Медицина, 1973. 254 с.
9. Кон И.И. Эффективность асимметричной тренировки подвздошно-поясничной мышцы в комплексе лечения идиопатических и диспластических сколиозов. *Ортопедия*. 2003. № 4. С. 33-40.
10. Корнилов Н.В., Грязнухин Э.Г. Травматология и ортопедия. Руководство для врачей. М.: Гиппократ, 2006. Т. 4. С. 330-347.
11. Лоскутов А.Е., Летучая Н.П., Головаха М.Л. Применение лечебной физкультуры с использованием аппаратно-программного комплекса «Антропометр» при лечении сколиотической болезни. *Вісник ортопедії, травматології та протезування*. 2008. № 2. С. 21-27.
12. Головаха М.Л., Тяжелов А.А., Летучая Н.П., Суббота И.А., Карпинский М.Ю. Биомеханические аспекты экспериментального исследования функционального лечения S-образной сколиотической деформации позвоночника.

Травма. 2018. Т. 19. № 1. С. 58-68. DOI: 10.22141/1608-1706.1.19.2018.126661.

13. Головаха М.Л., Тяжелов А.А., Летучая Н.П., Суббота И.А., Карпинский М.Ю. Биомеханические аспекты экспериментального исследования функционального лечения С-образной сколиотической деформации позвоночника. Травма. 2019. Т. 20. № 3. С. 32-41. DOI: 10.22141/1608-1706.3.20.2019.172091.

14. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека: справочник. К.: Наукова думка, 1990. 224 с.

15. Зенкевич О.К. Метод конечных элементов в технике. М.: Мир, 1978. 519 с.

16. Алямовский А.А. SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов. М.: ДМК Пресс, 2004. 432 с.

17. Малышкина С.В. Экспериментальное моделирование в научных исследованиях Института патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко. Ортопедия, травматология и протезирование. 2007. № 4. С. 5-16.

Отримано/Received 27.03.2022

Рецензовано/Revised 10.04.2022

Прийнято до друку/Accepted 16.04.2022 ■

Information about authors

A.F. Levitsky, MD, PhD, Head of the Department of Pediatric Surgery, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0002-4440-2090>.

O.A. Buryanov, MD, PhD, Professor, Head of the Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: kaftraum@ukr.net; <https://orcid.org/0000-0002-2174-1882>

T.M. Omelchenko, MD, PhD, Professor at the Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: kaftraum@ukr.net; <https://orcid.org/0000-0003-1722-0803>

M.O. Ovdiiy, PhD, Associate Professor at the Department of Physical Rehabilitation and Sport Medicine, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: kaftraum@ukr.net; <https://orcid.org/0000-0002-0163-7914>

N.P. Letucha, Dnipro City Polyclinic 2, Dnipro, Ukraine; e-mail: navator2011@gmail.com

I.A. Subbota, Junior Research Fellow at the Department of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: gs1971@ukr.net; <https://orcid.org/0000-0001-6222-5377>.

M. Karpinsky, Senior Research Fellow at the Department of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>.

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

A.F. Levitsky¹, O.A. Buryanov¹, T.M. Omelchenko¹, M.O. Ovdiiy¹, N.P. Letucha², I.A. Subbota³, M.Yu. Karpinsky³

¹Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

²Dnipro City Polyclinic 2, Dnipro, Ukraine

³Sytenko Institute of the Spine and Joints Pathology of NAMS of Ukraine, Kharkiv, Ukraine

Biomechanical aspects of functional treatment of scoliotic spine deformation

Abstract. Introduction. Scoliotic spinal deformity has been and is the subject of numerous developments and studies by various medical professionals. Patient management actively includes in its program such a powerful factor as functional treatment for both patients after surgery and for patients who are indicated for surgery. The purpose was improving the results of physio-functional treatment of patients with scoliotic disease by experimental-clinical justification of the effectiveness of various physical exercises used in the treatment of patients. **Materials and methods.** Mathematical models of the spine with C-shaped and S-shaped scoliotic deformations were developed, which were used to analyze the stress-strain state. 17 different exercises were tested, including 12 asymmetric ones; 3 — symmetrical and 2 — derotation. Of these: 6 exercises we use for the cervical-thoracic type; 8 exercises for the chest; 8 exercises for thoracolumbar; 12 exercises for lumbar and 10 exercises for S-shaped deformity of the spine. **Results.** The creation of a mathematical model made it possible to study the stresses arising from spinal deformations under different load variants. We got a clear idea of the distribution of internal stress in the vertebral motor segments. It was found that most of the exercises of our complex contribute to the creation of compression forces on the convex side

of the deformed spine and the formation of distraction forces on the concave side. Similar data confirm the indicators of anthropometric research. All the above suggests the feasibility of developing complexes of functional treatment, taking into account the location of the top of the curvature of the spine. Undoubtedly, no experimental study reflects the full range of anatomical and physiological processes of a living organism. However, in general, the creation of a mathematical model allowed to develop the provisions of differentiated application of kinesitherapy in a particular clinical situation, and the results of the development became part of the clinical and biomechanical rationale for functional treatment of scoliotic pathology. **Conclusions.** The study using a mathematical model allowed us to study the differentiated effect of kinesitherapy methods on spinal deformity depending on its apex. This study allowed to biomechanically substantiate the indications and contraindications for the use of various physical exercises in the treatment of scoliosis. The study made it possible to improve the methodological approach to the development of therapeutic gymnastics complexes, taking into account the topical features of spinal deformity.

Keywords: scoliotic deformation; mathematical modeling; complex spinal deformations

Оліфіренко О.І.^{1,2}, Герцен Г.І.¹, Мовчан О.С.¹, Сергієнко Р.О.², Бурсук Ю.Є.^{2,3}

¹Національний університет охорони здоров'я України імені П.Л. Шупика, м. Київ, Україна

²МПП Фірма «Реабілітація», м. Київ, Україна

³Інститут травматології та ортопедії НАМН України, м. Київ, Україна

Новітні регенеративні технології в лікуванні остеоартриту великих суглобів

Резюме. У період з 2018 по 2021 рік на лікуванні знаходилось 114 хворих з діагнозом: остеоартрит колінного суглоба 1–3-ї ст. за Kellgren-Lawrence. Діагноз верифікували рентгенологічно, деталізували за даними магнітно-резонансної томографії, інтраопераційно артроскопічно. Пацієнтів було проліковано відповідно до розробленого алгоритму з використанням малоінвазивних регенеративних методик: збагачена тромбоцитами плазма, концентрат червоного кісткового мозку (ВМАС) та гіалуронова кислота. Контрольна група не передбачалась через низку етичних та технічних причин. Виходячи з твердження, що остеоартрит — це прогресуюче захворювання, стійкі позитивні зміни в суб'єктивній оцінці колінного суглоба та відсутність ознак прогресування при використанні інструментальних методів обстеження можна вважати за успіх даної методики. Оцінка результатів лікування проводилась через 1, 3, 6, 9 та 12 місяців за допомогою міжнародних опитувальних шкал Knee and Osteoarthritis Outcome Score, Western Ontario McMaster Universities OA Index, International Knee Documentation Committee, даних повторних магнітно-резонансних досліджень та безпосереднього макроскопічного дослідження при повторних артроскопіях. Відповідно до міжнародних суб'єктивних шкал оцінки функції та болю суглоба у пацієнтів після лікування з використанням ін'єкційних регенеративних засобів виявили стійке покращення в терміні спостереження до 12 місяців. Спираючись на ці клінічні результати, можна дійти висновку, що розроблена схема лікування — це сучасна регенеративна терапія, яка допомагає відновити ушкоджені ділянки опорно-рухової системи завдяки впливу збалансованого комплексу мезенхімальних стовбурових клітин, факторів росту, цитокінів. Вироблений алгоритм виготовлення та застосування ВМАС є безпечним та раціональним.

Ключові слова: остеоартрит; збагачена тромбоцитами плазма; концентрат червоного кісткового мозку; регенеративна медицина

Вступ

Остеоартрит (ОА) — гетерогенна група захворювань різної етіології з подібними біологічними, морфологічними, клінічними проявами і наслідками, в основі яких лежить ураження всіх компонентів суглоба, у першу чергу хряща, а також субхондральної кістки, синовіальної оболонки, зв'язок, капсули, навколосуглобових м'язів.

ОА є найпоширенішою формою артриту, що вражає приблизно 15 % всього населення земної кулі та справляє великий вплив на суспільство з точки зору як якості життя людей, так і високих витрат для системи охорони здоров'я [1]. ОА частіше розвивається в суглобах нижніх кінцівок, таких як колінні та кульшові

суглоби. Його поширеність за останні 20 років подвоїлась унаслідок значної тенденції до старіння населення та збільшення питомої ваги серед пацієнтів молодих вікових груп [2].

Bone marrow aspirate concentrate (ВМАС; досл.: концентрат аспірату кісткового мозку) — це сучасна регенеративна терапія, яка допомагає природним шляхом відновити ушкоджені ділянки опорно-рухової системи шляхом впливу збалансованого комплексу мезенхімальних стовбурових клітин, факторів росту, цитокінів. ВМАС став важливим біологічним інструментом для ортопедичного хірурга, оскільки він є однією з небагатьох форм доставки стовбурових клітин та факторів росту, які

на сьогодні затверджені Управлінням контролю за продуктами та ліками США (FDA).

Червоний кістковий мозок (ЧКМ) є напіврідкою субстанцією, похідною мезенхімального ростка, виконує низку функцій, основна з яких кровотворна і забезпечення регенераторного потенціалу організму за рахунок збереження стовбурових фракцій клітин протягом життя. Червоний кістковий мозок містить мезенхімальні стовбурові клітини, гематопоетичні стовбурові клітини, тромбоцити (містять фактори росту) та цитокіни. Концентрат червоного кісткового мозку порівняно з нативним кістковим мозком та збагаченою тромбоцитами плазмою має у своєму складі більший спектр факторів росту і фракцій клітин, і тому, ймовірно, має кращий регенераторний потенціал [3].

Концепція терапевтичного впливу ін'єкцій

1. ВМАС, за своєю суттю, є моделлю перелому плоскої кістки з внутрішньосуглобовим виливом червоного кісткового мозку і відповідною запальною, імунною, хемотаксичною та відновною реакцією організму. Можна провести порівняння з тим, що в дітей після перелому кістки регенерація та ремоделювання відбуваються значно ефективніше. Це може бути пов'язано з тим, що в дитячому віці в кістках скелета всередині є червоний кістковий мозок, у дорослому віці склад кісткового мозку суттєво змінюється і він стає жовтим кістковим мозком. «Активний» червоний кістковий мозок зберігається в дорослому віці тільки в кістках таза, груднині, тілах хребців. Тому, уводячи в уражений суглоб концентрат червоного кісткового мозку, ми вводимо наш організм в оману, і він це сприймає наче травму скелета дитячого віку і відновлює пошкоджені структури.

2. Збагачена тромбоцитами плазма (PRP, platelet rich plasma) — модель травми м'яких тканин з крововиливом та відповідною реакцією. Коли відбувається пошкодження структур опорно-рухового апарату (м'язів, зв'язок, сухожилків, фасцій тощо), завжди виникає гематома. Вона виступає субстратом для формування сполучнотканинного рубця та загоєння. Гематома проходить серію перетворень.

3. Гіалуронова кислота (НА) — завершальна ін'єкція, яка виконується перед поверненням до фізичних навантажень і має на меті профілювати повторні пошкодження та перевантаження. Активна речовина гіалуронат натрію є важливим компонентом екстрацелюлярного матриксу, відновлює фізіологічний гомеостаз та реологічні властивості синовіальної рідини, нормалізує склад синовіальної рідини, активуючи біосинтез гіалуронової кислоти у клітинах синовіальної оболонки.

Відсутні уніфіковані рекомендації з отримання та використання ВМАС в ортопедії і травматології. Спираючись на власний досвід, наукові публікації та конкретні клінічні завдання, ми розробили оптимальний алгоритм використання ВМАС при остеоартриті. Перед виконанням процедури проводиться лабораторне обстеження, що включає загальний аналіз крові, коагулограму, скринінговий біохімічний аналіз крові. Пацієнт госпіталізується в денний стаціонар. Аспірація червоно-

го кісткового мозку проводиться в умовах операційної з дотриманням принципів мінімальної маніпуляції з біологічними продуктами.

Опис методики

Процедура виконується під седативним трансвенозним знеболюванням. Місцеві анестетики не використовували у зв'язку з повідомленнями про їх цитотоксичний вплив на мезенхімальні стовбурові клітини та інші клітини кісткового мозку (рис. 1).

Положення пацієнта на операційному столі на спині. Після трикратної обробки ділянки крила таза антисепти-

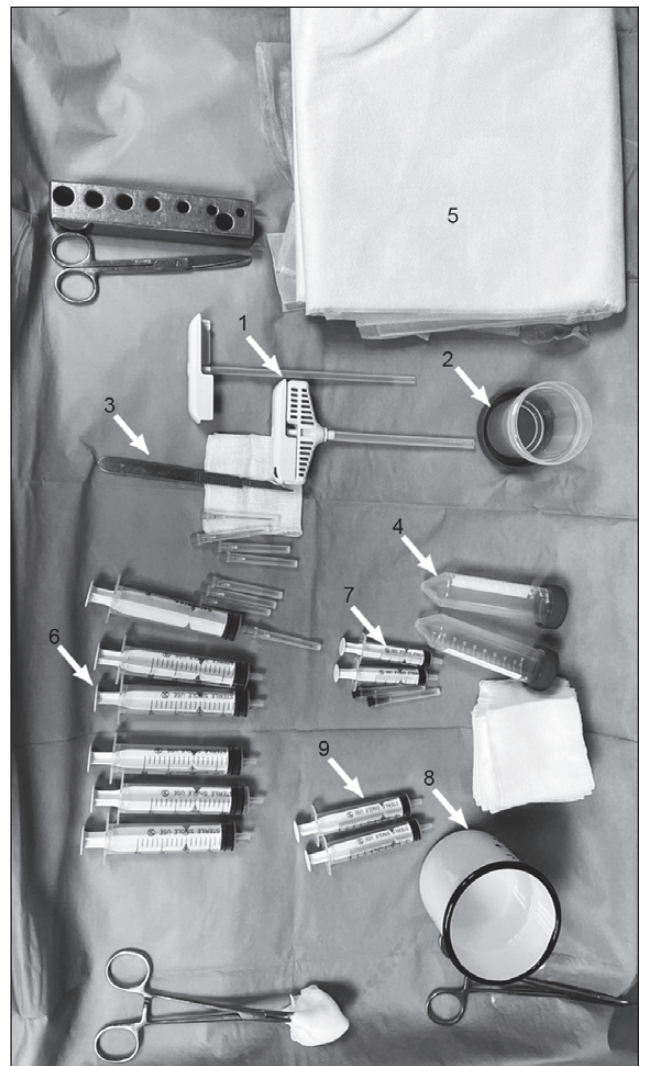


Рисунок 1. Набір для проведення пункції червоного кісткового мозку, концентрування та внутрішньосуглобового введення (у 2 суглоби): 1 — кістковомозкова голка типу Jamshidi (Biomedical, Італія); 2 — розчин гепарину 100 МО/мл (ТОВ «ФАРМЕКС ГРУП», Україна); 3 — скальпель № 11; 4 — пробірка типу Falcon; 5 — набір одноразових хірургічних покриттів; 6 — шприци для забору кісткового мозку; 7 — шприци для навігації; 8 — Cutasept F (Bode Chemie GmbH & Co, Німеччина); 9 — шприци для забору концентрату кісткового мозку

ком (Cutasept F, Bode Chemie GmbH & Co, Німеччина) виконується розріз шкіри 3–4 мм за допомогою скальпеля № 11. У більшості випадків пункція виконувалась з лівого крила таза — для зручності під праву руку (якщо оператор лівша — з правого крила таза). Кістково-мозкова голка типу Jamshidi товщиною 9G та довжиною стилета 10 см з додатковими бічними отворами ретельно промивається в розчині гепарину 100 МО/мл (ТОВ «ФАРМЕКС ГРУП», Україна). Попереднє промивання розчином антикоагулянта пов'язане з тим, що метал при контакті з ЧКМ є фактором запуску каскаду тромбоутворення. Технікою free-hand у проміжку 4–8 см до заду від передньої верхньої ості таза голка занурюється в спонгіозну кістку на глибину близько 5 см під кутом нахилу до сагітальної і фронтальної площини

близько 45 градусів (рис. 2). Аспірується червоний кістковий мозок шприцами 20 мл з попередньо набраним цитратом декстрази (ACD-A, MascoPharma, France) у співвідношенні 1 : 8. Загальний об'єм аспірату разом з цитратом декстрази 50 мл на один суглоб чи таргетну ділянку. Під час пункції важливо не створювати надмірного від'ємного тиску, адже це спричинює додаткову гемодилуцію та може провокувати тромбоутворення. Червоний кістковий мозок порівняно з венозною кров'ю активніше піддається тромбоутворенню, тому важливо, щоб різниця у масі пробірок була мінімальною, це запобігатиме вібраціям під час центрифугування. Для контролю маси використовуються міліграмові ваги, у роботі допустима різниця між пробірками була 0,1 грама (рис. 3).

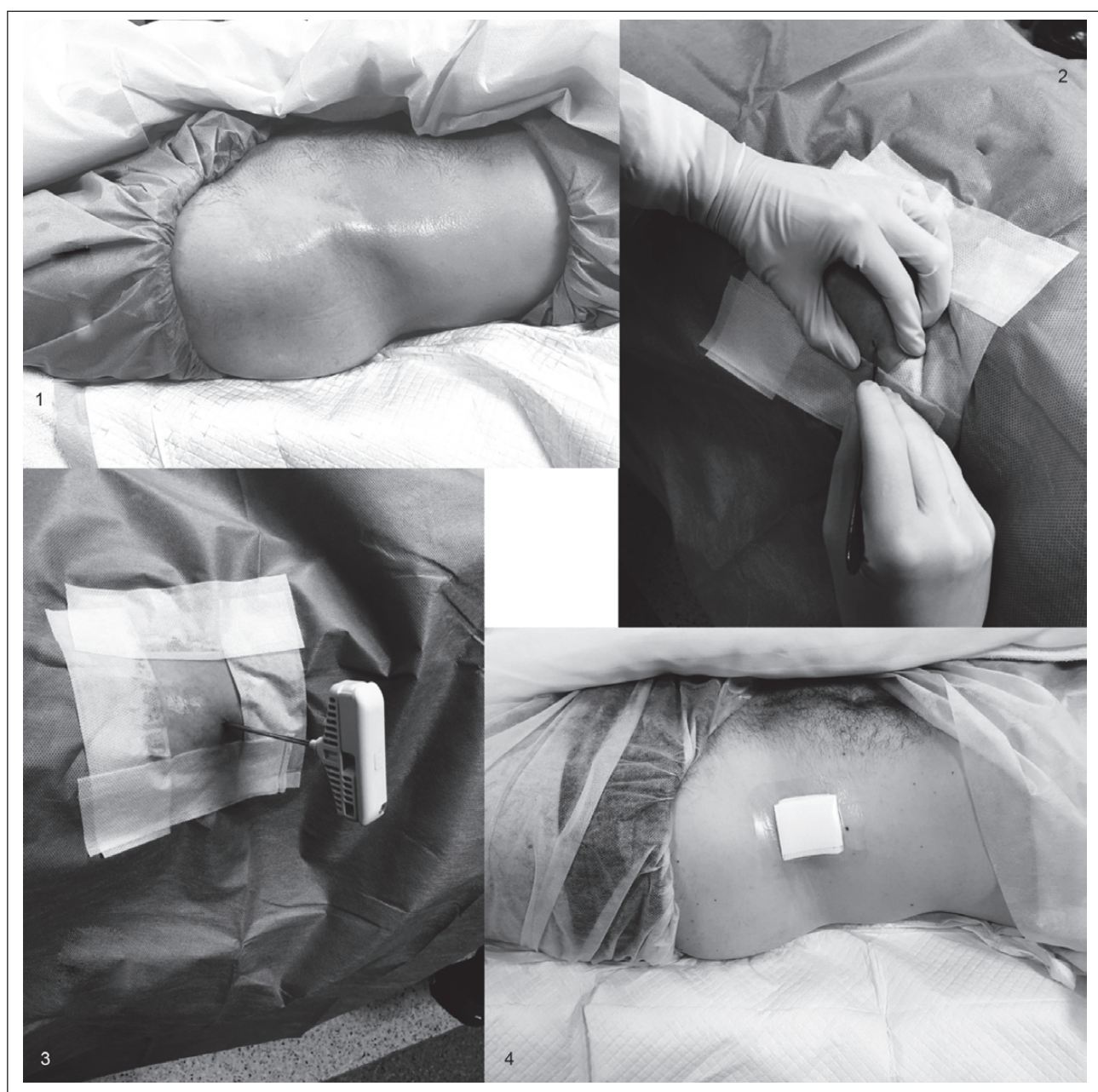


Рисунок 2. Етапи пункції кісткового мозку

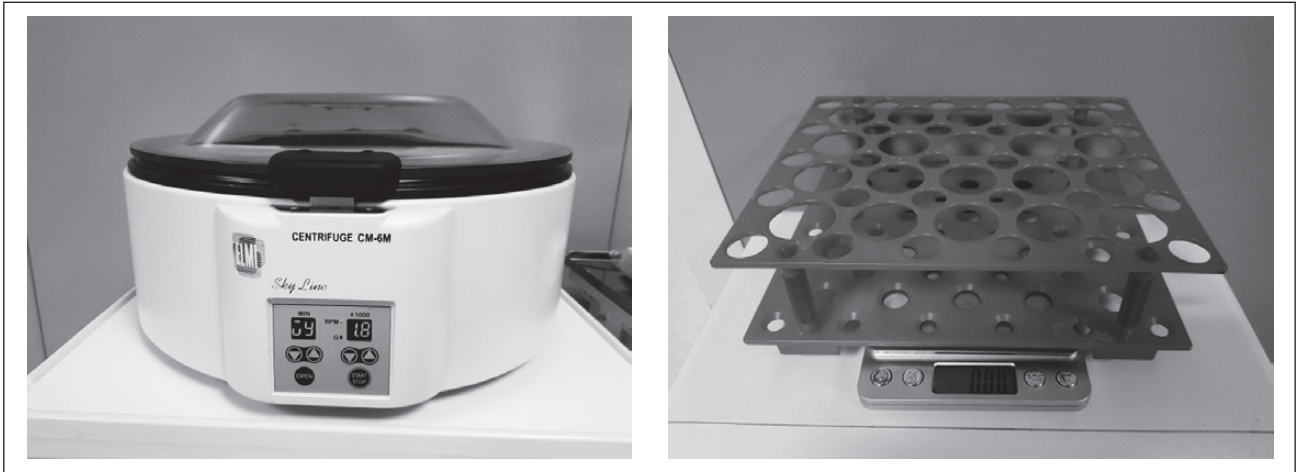


Рисунок 3. Центрифуга Elmi CM-6M (Латвія). Міліграмові ваги для контролю маси пробірок

Центрифугування проводиться при 2000 обертах (738 RCF/G) 10 хв в умовах операційної. Від моменту пункції червоного кісткового мозку до внутрішньосуглобового введення концентрату червоного кісткового мозку важливо мінімізувати час. При злагодженості процесу від початку пункції до внутрішньосуглобового введення минає 14–16 хвилин.

Після розділення ЧКМ на шари відбирається середній «багатий шар» (рис. 4). Допускається незначний захват еритроцитарного шару. На один великий суглоб (колінний, кульшовий, плечовий) забирається 8–10 мл концентрату червоного кісткового мозку. Забір здійснюється ручним способом за допомогою «спінальної» голки товщиною 19G (рис. 5).

Трикратна обробка ділянки внутрішньосуглобової ін'єкції антисептиком (Cutasept F, Bode Chemie GmbH & Co, Німеччина) з дотриманням експозиції. Внутрішньосуглобове введення здійснюється під ультразвуковою навігацією (рис. 6).

Як мінімум три тижні до та після ін'єкції ВМАС не рекомендується використовувати глюкокортикостерої-

ди. Протягом тижня до та після ін'єкції ВМАС не рекомендується використовувати нестероїдні протизапальні препарати. У перші 24–48 годин за наявності больового синдрому в ділянці ін'єкції чи ділянці пункції рекомендується використання сухого холоду локально по 15–20 хв до 5 р/добу. За наявності вираженого больового синдрому препаратом вибору є парацетамол у таблетках 1000 мг 1–2 р/добу. Після ін'єкції пацієнт перебуває в умовах денного стаціонару 2–3 години. Контрольний огляд та УЗД проводиться через 5–7 днів. Післяопераційні рани заживають первинним натягом без ушивання до 10-ї доби. Рекомендується утриматись від фізичного навантаження та занять спортом протягом 7 днів після процедури.

Через 3 тижні та 6 тижнів після ін'єкції ВМАС амбулаторно виконувались внутрішньосуглобові ін'єкції PRP під ультразвуковим контролем. До нас не вивчалось поєднання почергового використання внутрішньосуглобових ін'єкцій ВМАС, двічі PRP та крослінкованої гіалуронової кислоти при остеоартриті.

Рекомендації різних науковців відрізняються щодо інтервалу між ін'єкціями. Багато авторів сходяться

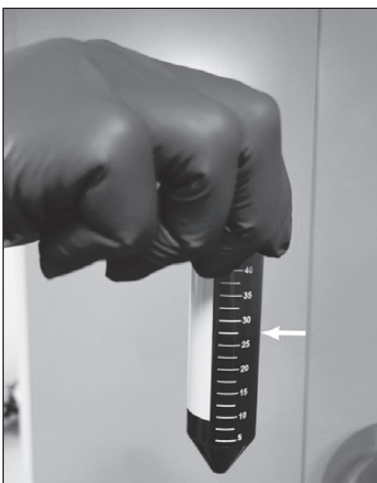


Рисунок 4. «Багатий шар» ЧКМ (відмічено білою стрілкою)

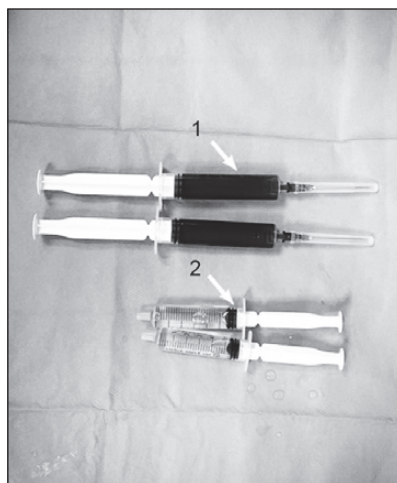


Рисунок 5. Концентрат червоного кісткового мозку (1) та «навігаційні» шприци з розчином 0,9% NaCl (2)



Рисунок 6. При внутрішньосуглобовому введенні обов'язково використовується ультразвукова навігація

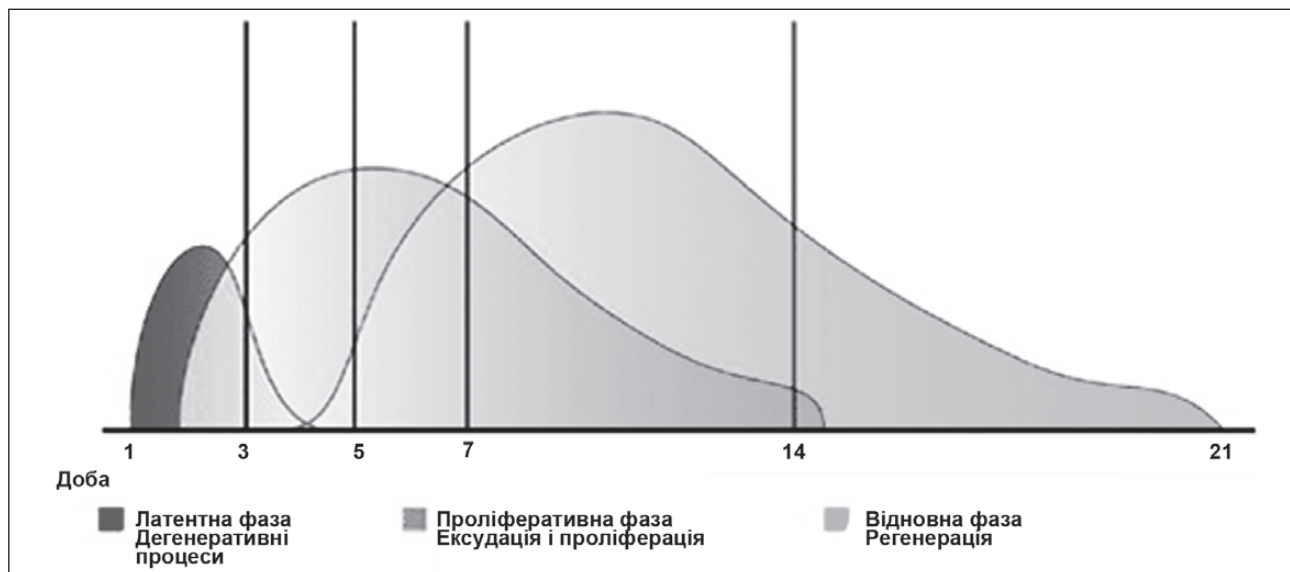


Рисунок 7. Стадії перебігу післятравматичної реакції організму людини

на думці, що інтервал між ін'єкціями має бути близько 7–10 днів. Ми ж спираємося на теорію каскадного наростання реакції організму. ВМАС і PRP є штучними моделями травми, а відповідь організму на м'якотканинну травму триває близько 3 тижнів. Тобто прихильники цієї теорії, посиляючись на зростання реакції організму на кожну наступну ін'єкцію, пропонують не дочікуватись, доки закінчиться реакція від попередньої ін'єкції. Проте є дослідження, які свідчать про взаємоінгібуючий вплив різних факторів росту як у ВМАС, так і в PRP. Тому вважаємо за доцільне робити ці внутрішньосуглобові ін'єкції один раз на три тижні, дочекавшись, поки реакція організму на попередню ін'єкцію мине всі етапи і закінчиться (рис. 7).

Як мінімум три тижні до та після ін'єкції PRP не рекомендується використовувати глюкокортикостероїди. Протягом тижня до та після ін'єкції PRP не рекомендується використовувати нестероїдні протизапальні препарати. За 4 години до забору крові рекомендується не їсти, не пити солодких напоїв, рекомендується більше пити звичайної води.

Процедура проводиться амбулаторно в умовах маніпуляційного кабінету. Забір крові з кубітальної вени — 20 мл на один суглоб. Кров переміщується в одноразову стерильну пластикову пробірку типу Falcon і центрифугується на 0,6 G (1803RPM) протягом 8 хв центрифугою Elmi CM-6M (Латвія).

У клінічній роботі немає необхідності використовувати антикоагулянти чи гемоконсерванти, адже час від забору крові до початку центрифугування і далі до введення в таргетну ділянку надто малий для тромбоутворення. Це досягається завдяки злагодженості процесу.

Перед початком центрифугування зразки зважувались для максимальної симетричності пробірки та контрпробірки і мінімізації вібрацій. Важливо, щоб пробірки були пластикові і загалом не було контакту крові зі скляними

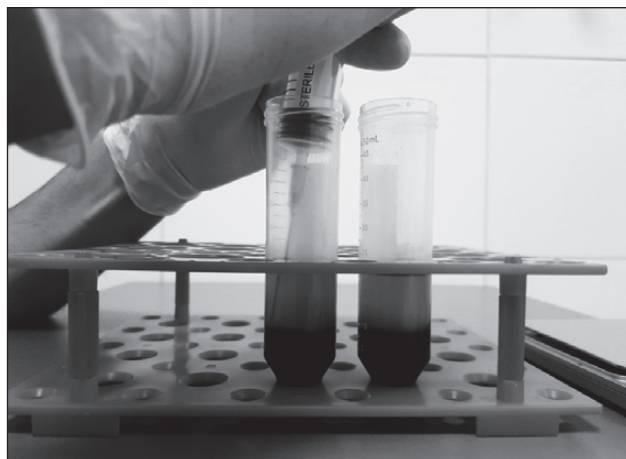


Рисунок 8. Ручний забір збагаченої тромбоцитами плазми

поверхнями, оскільки діоксин кремнію здатний запускати каскад тромбоутворення.

Після закінчення центрифугування ручним способом забирається шар плазми, багатий тромбоцитами, в об'ємі близько 3,5–4 мл (рис. 8) та під ультразвуковим контролем вводиться внутрішньосуглобово.

Через 9 тижнів після операції вводиться препарат гіалуронової кислоти («ПроФЛЕКС ІНТРА» 20 мг/мл (3 мл), Delta Medical Promotions AG).

Препарат містить гіалуронат натрію, синтезований і структурований методами біоінженерії із метаболітів стрептококової ферментації, який має високу в'язкоеластичну, змашувальну здатність, фізичну мінливисть та високу біосумісність. Стерильний, вільний від пірогенів, алергенів, генетичної токсичності; не чинить подразнювальної дії на шкіру. При використанні у формі внутрішньосуглобової ін'єкції «ПроФЛЕКС ІНТРА» об'ємно заміщає синовіальну рідину, стимулює синовіальну оболонку виробляти власний високомолекуляр-

ний гіалуронат, який підвищує рухливість суглоба, діє як амортизатор, зменшує вираженість болю, активує процеси відновлення тканин суглобового хряща і уповільнює прогресування захворювання.

Матеріали та методи

Дизайн дослідження та етапи його проведення

У період з 2018 по 2021 р. на лікуванні знаходилося 114 хворих з діагнозом: остеоартрит колінного суглоба 1–3-ї ст. за Kellgren-Lawrence. Діагноз верифікували рентгенологічно, деталізували за даними магнітно-резонансної томографії, інтраопераційно артроскопічно. Пацієнтів було проліковано відповідно до розробленого алгоритму з використанням малоінвазивних регенеративних методик: збагаченої тромбоцитами плазми, концентрату червоного кісткового мозку та гіалуронової кислоти.

Критерії включення: вік 18 років і старше; клінічно та/або рентгенологічно підтверджений діагноз ОА колінного суглоба (1–3-ї ст. за Kellgren-Lawrence) за останні 6 місяців; біль у коліні (≥ 3 за візуально-аналоговою шкалою), що турбує протягом 6 місяців або більше; відмова від прийому знеболюючих препаратів на час проходження лікування.

Критерії виключення: неможливість надати інформовану згоду; діагностовані захворювання опорно-рухового апарату ревматоїдного характеру; злоякісні онкологічні захворювання в анамнезі; захворювання крові, згортальної системи крові та системи кровотворення в анамнезі; оскові деформації, нестабільність колінного суглоба; будь-які внутрішньосуглобові ін'єкції за останні 6 місяців.

Контрольна група не передбачалась через низку етичних та технічних причин. Виходячи з твердження, що остеоартрит — це прогресуюче захворювання, стійкі позитивні зміни в суб'єктивній оцінці колінного суглоба та відсутність ознак прогресування при використанні інструментальних методів обстеження можна вважати за успіх даної методики. Об'єктивно оцінити зміни хряща та інших структур колінного суглоба на практиці складно. МРТ з картуванням має значну вартість і не є широко доступною. Гістологічно оцінювати стан хряща в динаміці неможливо через етичні причини. Рутинна діагностична артроскопія в динаміці неможлива. Саме тому суб'єктивні опитувальники, МРТ та рентгенографія в динаміці залишаються єдиними можливими критеріями оцінки. Окремі випадки ревізійних артроскопій за наявності показань також дозволяли візуально оцінити зміни хрящової тканини.

Таблиця 1. Результати лікування

Шкала оцінки \ Термін	До лікування	1 місяць	3 місяці	6 місяців	9 місяців	12 місяців
KOOS pain	47,25	70,13	70,35	77,55	71,46	65,63
KOOS overall	42,28	66,38	67,03	68,09	68,84	68,52
WOMAC	44,34	29,09	26,64	25,21	21,21	24,34
IKDC	36,29	49,13	64,20	66,18	56,94	57,62

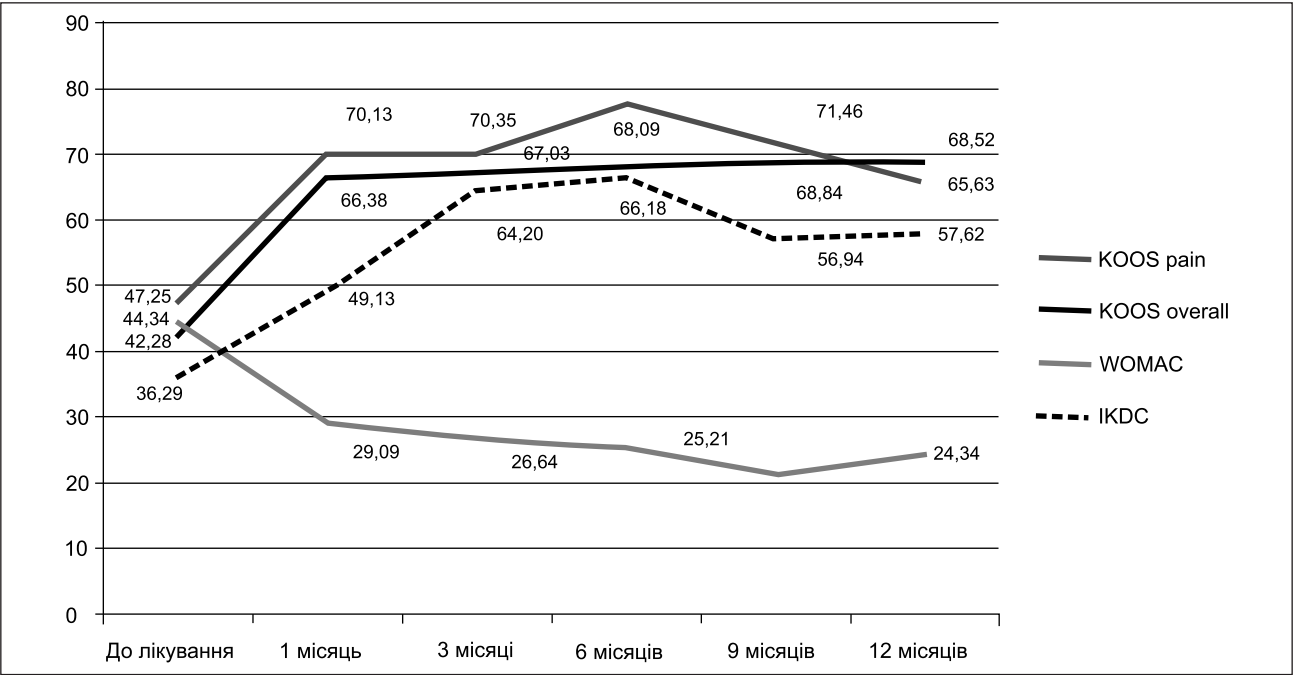


Рисунок 9. Результати лікування

Результати та обговорення

Оцінка результатів лікування проводилась через 1, 3, 6, 9 та 12 місяців за допомогою міжнародних опитувальних шкал Knee and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS), Western Ontario McMaster Universities OA Index (WOMAC), International Knee Documentation Committee (IKDC), даних повторних магнітно-резонансних досліджень та безпосереднього макроскопічного дослідження при повторних артроскопіях (табл. 1, рис. 9).

Відповідно до міжнародних суб'єктивних шкал оцінки функції та болю суглоба у пацієнтів після лікування з використанням ін'єкційних регенеративних засобів відмічали покращення в терміні спостереження до 12 місяців.

Висновки

Таким чином, комплексне лікування остеоартриту колінних суглобів 1–3-ї ст. за Kellgren-Lawrence за допомогою збагаченої тромбоцитами плазми, концентрату червоного кісткового мозку та препаратів гіалуронової кислоти є ефективним та безпечним. Перспективним є подальша розробка диференційного підходу до лікування різних фенотипів остеоартриту.

Спираючись на дані клінічні результати, можна стверджувати, що розроблена схема лікування — це сучасна регенеративна терапія, яка допомагає відновити ушкоджені ділянки опорно-рухової системи шляхом впливу збалан-

сованого комплексу мезенхімальних стовбурових клітин, факторів росту, цитокінів. Вироблений алгоритм виготовлення та застосування ВМАС є безпечним та раціональним.

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

Список літератури

1. Litwic A., Edwards M.H., Dennison E.M., Cooper C. *Epidemiology and burden of osteoarthritis. Br. Med. Bull.* 2013. 105. 185–99. doi: 10.1093/bmb/lds038.
2. Lawrence R.C., Felson D.T., Helmick C.G., Arnold L.M., Choi H., Deyo R.A., et al. *Estimates of the prevalence of arthritis and other rheumatic conditions in the United States. Part 2. Arthritis Rheum.* 2008. 58. 26–35.
3. Cassano J.M., Kennedy J.G., Ross K.A., et al. *Bone marrow concentrate and platelet-rich plasma differ in cell distribution and interleukin 1 receptor antagonist protein concentration. Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 2016. DOI: 10.1007/s00167-016-3981-9.

Отримано/Received 16.04.2022

Рецензовано/Revised 04.05.2022

Прийнято до друку/Accepted 11.05.2022 ■

Information about authors

O.I. Olifirenko, PhD Researcher of Department of Orthopedics and Traumatology 1, Shupyk National Healthcare University of Ukraine, Kyiv, Ukraine; e-mail: OlifirenkoDoc@ukr.net; <https://orcid.org/0000-0003-2257-4622>

H.I. Hertsen, Doctor of Sciences in Medical Sciences, Professor, Head of the Department of Orthopedics and Traumatology 1, Shupyk National Healthcare University of Ukraine, Kyiv, Ukraine; e-mail: gercen.h@gmail.com

O.S. Movchan, Doctor of Sciences in Medical Sciences, Professor of the Department of Orthopedics and Traumatology 1, Shupyk National Healthcare University of Ukraine, Kyiv, Ukraine; e-mail: <https://orcid.org/0000-0002-8678-6483>

R.O. Serhiienko, Doctor of Sciences in Medical Sciences, Head of the Small private enterprise Firm "Rehabilitation", Kyiv, Ukraine; e-mail: polina.golovatenko@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-0497-3518>

Yu.Ye. Bursuk, PhD Researcher, Institute of Traumatology and Orthopedics of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kyiv, Ukraine; e-mail: bury89@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-2286-2221>

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.

O.I. Olifirenko^{1,2}, H.I. Hertsen¹, O.S. Movchan¹, R.O. Serhiienko², Yu.Ye. Bursuk^{2,3}

¹Shupyk National Healthcare University of Ukraine, Kyiv, Ukraine

²Small private enterprise Firm "Rehabilitation", Kyiv, Ukraine

³Institute of Traumatology and Orthopedics of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kyiv, Ukraine

The modern regenerative technologies in the treatment of osteoarthritis of the large joints

Abstract. In 2018–2021, 114 patients with the diagnosis of knee osteoarthritis of grade 1–3 according to the Kellgren and Lawrence classification underwent treatment. The diagnosis was verified radiologically, specified by magnetic resonance imaging, intraoperative arthroscopically. The patients underwent treatment according to the developed algorithm using minimally invasive regenerative techniques: platelet-rich plasma, bone marrow concentrate (BMC) and hyaluronic acid. The control group was not provided for a number of ethical and technical reasons. Based on the assumption that "osteoarthritis is a progressive disease", stable positive changes in the subjective assessment of the knee joint and the absence of signs of progression during instrumental examination can be considered a success of this technique. Treatment outcomes were assessed in 1, 3, 6, 9 and 12 months using the Knee and Osteoarthritis Outcome

Score, Western Ontario McMaster Universities OA Index, International Knee Documentation Committee, data from repeated magnetic resonance imaging and direct macroscopic examination during repeated arthroscopies. According to the international subjective scales for assessing joint function and pain, patients after treatment with injectable regenerative agents showed a steady improvement in follow-up of up to 12 months. Based on the clinical results, it can be concluded that the developed treatment regimen is a modern regenerative therapy that helps to repair damaged areas of the musculoskeletal system due to the effect of a balanced complex of mesenchymal stem cells, growth factors, cytokines. The developed algorithm of obtaining and applying BMC is safe and rational.

Keywords: osteoarthritis; platelet-rich plasma; bone marrow concentrate; regenerative medicine

Тесленко С.О.

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

Особливості анатомії, класифікації травматичних ушкоджень грудного відділу хребта (огляд літератури)

Резюме. Перелом хребта — це патологічний стан, що виникає через порушення анатомічної цілісності кісток хребта. Аналіз літератури щодо грудного відділу хребта показав, що цей відділ помітно відрізняється від інших як анатомічно, так і за своїм функціональним призначенням. Хребці грудного відділу анатомічно відрізняються від хребців шийного й поперекового відділів хребта, хоча верхні й нижні хребці мають ознаки суміжних відділів. Основна функція грудного відділу хребта разом з ребрами й грудиною полягає в захисті органів грудної клітки, тому ушкодження складових цього комплексу не можна розглядати окремо одне від одного. Існує декілька класифікацій ушкоджень грудного відділу хребта. На сьогодні найбільш поширеними є: класифікація АО/ASIF (Arbeitsgemeinschaft fur Osteosynthesefragen/Association for the Study of Internal Fixation); Load-sharing класифікація McCormack et al. і шкала тяжкості травм грудопоперекового відділу хребта (Thoracolumbar Injury Severity Score, TLISS). Кожна з них доповнює і розвиває попередню і залучає в класифікацію все більше ознак ушкоджень грудного відділу хребта, як морфологічних, так і неврологічних. З огляду на особливості ушкоджень грудного відділу хребта і їх анатомію хірургічне лікування вимагає особливого підходу щодо вибору тактики й інструментарію.

Ключові слова: хребет; грудний відділ; компресійний перелом; класифікація; огляд

Вступ

Перелом хребта — це патологічний стан, що виникає через порушення анатомічної цілісності кісток хребта.

Зазвичай причиною перелому є зовнішній вплив, а також зменшення щільності кісткової тканини, що з часом може призвести до прогресування деформації хребта й болю в спині. Іноді перелом може виникнути в онкологічних хворих через метастатичне ураження хребта й прогресуюче його руйнування. Компресійні переломи хребта можуть виникнути в будь-якому віці в людини будь-якої статі, але в основному такий вид травм чоловіки отримують у чотири рази частіше, ніж жінки [13]. Основними причинами травм хребта є автомобільні аварії, падіння з висоти й спортивні травми. Через падіння виникає близько 60 % травм хребта в пацієнтів віком 75 років і старших [16].

При травмах хребта, пов'язаних з порушенням цілісності кісткових структур хребців, зв'язок між хребцями, спинного мозку й нервових корінців, які виходять з

отворів між сусідніми хребцями з боків, ушкодженням судин і симпатичної нервової системи, виникають системні порушення всього тіла [2].

Переломи хребта часто супроводжуються неврологічними розладами. Частота травм, ускладнених неврологічними порушеннями, становить 40 % для шийного відділу, 15–20 % — для грудного [12]. За даними Гросмана [6], на кожні 10 000 осіб 23 мають травми хребта, і 10–15 % з них ускладнені пареплегіями або квадриплегіями. На травми хребта припадає 5 % від усіх травм, причому 50 % з них — це ушкодження грудопоперекового відділу хребта (Th11-L2) [6, 13]. 40 % усіх ушкоджень спинного мозку припадає на рівень Th12-L1.

Анатомія і морфологія грудного відділу хребта

Грудний (торакальний) відділ хребта — це другий сегмент хребтового стовпа, він складається з 12 хребців, розділених міжхребетними дисками. Разом з грудиною

і ребрами грудний відділ хребта утворює частину грудної клітки. Ця кісткова структура захищає внутрішні органи — серце, легені й стравохід [8]. Верхній грудний хребець T1 з'єднується із C7 у шийному відділі хребта, а нижній T12 — з L1 поперекового відділу.

Хребці грудного відділу хребта утворюють кіфотичну криву, яка проходить від T1 до T12, у ній хребет вигинається назовні до задньої частини тіла, залишаючи більше місця для внутрішніх органів. Навпаки, шийний і поперековий відділи хребта мають лордотичні вигини [5].

Найбільш важливі функції грудного відділу хребта:

- захист спинного мозку. Він проходить від основи головного мозку вниз через кістковий хребтовий канал шийного й грудного відділів хребта, а потім розходить-ся на більш дрібні нервові пучки в поперековому відділі хребта;

- підтримка грудної клітки. Грудна клітка підтримується грудним відділом хребта й утворює кісткову структуру, яка оточує і захищає внутрішні органи.

Шийний і поперековий відділи утворені більше для мобільності, а грудний відділ забезпечує стійкість.

Грудні хребці мають чотири особливості, які відрізняють їх від інших:

- тіло хребця у формі серця;
- наявність напівкруглих граней з боків кожного тіла хребця, вони з'єднуються з головками ребер;
- остисті відростки довгі й нахилені донизу. Це забезпечує підвищений захист спинного мозку.

У хребті 24 міжхребцевих диски. З них 12 розташовані в грудному відділі хребта. Кожен грудної диск розташований між двома хребцями, щоб забезпечити амортизацію, запобігаючи при цьому зіткненню хребців одного з одним.

Грудні диски, як правило, тонші за шийні й поперекові диски, що може сприяти відносно недостатній рухливості грудного відділу хребта порівняно з шиєю і попереком. Іншою відмінною рисою грудних дисків є те, що всі вони, крім двох нижніх, стикаються з ребрами.

Діапазон рухів грудного відділу хребта

Хоча грудний відділ хребта менш рухливий, ніж шия і попереки, діапазон рухів може значно відрізнятися на різних рівнях грудного відділу хребта. На більшості рівнів грудного відділу хребта обмежені рухи вперед/назад і вигини в сторони, але значно більше можливостей для осьового обертання. Ця динаміка по суті перевертається в нижній частині грудного відділу хребта зі збільшеним діапазоном рухів вперед/назад і згинанням в сторони, але зниженою здатністю до осьового обертання.

Деякі експерти зазначають, що приблизно на рівні T7-T8 хребці поступово стають більш схожими на поперекові хребці за розміром і формою, що дозволяє змінювати діапазон рухів. Ці зміни в діапазоні рухів стають ще більш вираженими на рівні T10-T11 і нижче, тому що на цих рівнях є ребра, що не прикріплені до грудної стінки [15].

У сагітальній площині обсяг згинання й розгинання хребта залежить від відношення висоти міжхребцевого диска до діаметра тіла хребця. У фронтальній площині амплітуда нахилів у сторони залежить як від вищезазначених факторів, так і від напрямку площини, у якій розташовуються поверхні суглобів, утворених відростками дужок хребців. По вертикальній осі обсяг ротацийних рухів залежить від розташування суглобових поверхонь відростків дужок.

У грудному відділі хребта відношення висоти міжхребцевих дисків до площі поперечного перерізу тіл хребців менш вигідне, ніж у шийному відділі; поверхні тіл хребців плоскі, а не опуклі, що значно обмежує рухливість тіл хребців один щодо одного; розташування суглобових поверхонь відростків дужок у фронтальній площині ускладнює, крім того, ротацийні рухи.

За даними метааналізу, проведеного S.L. Borkowsky [3], було визначено, що передбачуваний сегментарний діапазон рухів грудного відділу хребта в сукупності становив від 1,9° до 3,8° при згинанні-розгинанні, від 2,1° до 4,4° — при бічному згинанні й від 2,4° до 5,2° — при осьовому обертанні. Суми об'єднаних діапазонів руху (від T1 до T12) становили 28° при згинанні-розгинанні, 36° — при бічному вигині і 45° — при осьовому обертанні.

Стабільність і рухливість грудного відділу хребта

Основними стабілізуючими елементами є: а) реберний каркас; б) міжхребетні диски; в) фіброзні кільця; г) зв'язки (передня й задня поздовжні зв'язки, промениста зв'язка, реберно-поперечна зв'язка, міжпоперечні зв'язки, жовта зв'язка, між- і надостні зв'язки).

Ребра зі зв'язковим апаратом забезпечують достатню стабільність і разом з тим обмежують мобільність при рухах (згинання-розгинання, бічні нахили й ротація).

Міжхребетні диски разом з фіброзним кільцем крім амортизації виконують стабілізуючу функцію: у цьому відділі диски менше, ніж у шийному й поперековому, що зводить до мінімуму рухливість між тілами хребців.

Класифікація пошкоджень хребта

Пошкодження хребта поділяють:

- на забій хребта;
- частковий або повний розрив капсуло-зв'язкового апарату хребетного рухового сегмента;
- вивих хребця, що сам вправився;
- розрив міжхребцевого диска;
- вивихи хребців;
- переломовивихи хребців;
- переломи хребців.

Пошкодження двох і більше суміжних хребців і/або міжхребцевих дисків належать до множинних пошкоджень хребетного стовпа. Пошкодження двох і більше несуміжних хребців і/або міжхребцевих дисків відносять до багаторівневих пошкоджень хребетного стовпа. Такий поділ досить умовний. Наприклад, множинні

переломи хребців на одному рівні можуть поєднуватися з множинними переломами на іншому. Такі пошкодження називають множинними багаторівневими ушкодженнями хребта. Пошкодження двох або трьох сусідніх хребців змінюють обсяг хірургічного втручання в зоні пошкодження, можуть впливати на способи фіксації і змінювати варіанти доступу.

Основними навантаженнями, що викликають переломи або вивихи хребців, є: осьове стиснення (компресія), згинання, згинання-обертання, зсув, згинання-дистракція й розгинання [15].

Осьова компресія. Через нормальний грудний кіфоз хребта осьове навантаження зазвичай призводить до нахилу тіла хребця вперед у цій ділянці. Це призводить до зламу торцевих пластин.

Згинання. У результаті дії сил згинання передня частина тіла хребця й диск руйнуються, а в задній частині ця сила викликає напругу. У середньому стовпі втягування переломів та уламків диска в канал не спостерігається. Якщо обсяг колапсу становить понад 40–50 % у результаті вклинення в передньому стовпі, може виникнути недостатність у задніх зв'язках і фасеткових суглобах. При травмах згинання-компресія існує високий ризик механічної нестабільності, прогресування деформації і нейродефіцит через недостатність середнього стовпа.

Бічне стиснення. Сили бічного стиснення подібні до компресійних травм, але, на відміну від цього, вони виникають у результаті прикладання сил збоку. При бічних компресійних переломах, хоча перелом обмежений хребтом, страждати можуть і задні зв'язки. Хоча цей перелом, як правило, вважається стабільним, він може викликати хронічну нестабільність, прогресуючий біль і деформацію в більш пізні періоди.

Згинання-обертання. Травма, що виникає внаслідок поєднання сил згинання й обертання, називається травмою згинання й обертання. Поєднання обертання із силою згинання виводить з ладу задні зв'язки й фасеткові капсули, що призводить до пошкодження передніх і задніх стовпчиків. При цій травмі розриваються задні зв'язки й капсула суглоба, а також косо розщеплюються в передній частині диск і тіло хребця. Цей вид травм вважається нестабільним.

Зсув. Сили зсуву спричиняють серйозні ушкодження зв'язок при поєднанні сил згинання й обертання. Ця сила призводить до того, що верхні хребці ковзають вперед, назад або збоку над нижнім хребцем. Ці травми вважаються нестабільними й зазвичай призводять до повного пошкодження спинного мозку.

Згинання-дистракція. Ці сили можуть спричинити лише кісткове пошкодження, поєднання пошкодження кістково-зв'язкового апарату або лише пошкодження м'яких тканин. Між L1-L3 зазвичай спостерігається лише кісткова травма, вона нестабільна в перший період. Перелом вважається стабільним, оскільки має дуже добрий довгостроковий лікувальний потенціал. Сила розтягування-згинання може спричинити двосторонні вивихи фасеткового суглоба в грудному або груднопоперековому хребцях. Хоча пе-

реломи згинання-дистракції називаються травмами ременя безпеки, цей вид травми виникає лише внаслідок дії ременів безпеки на талії. У шийному відділі трапляються хлистоподібні травми.

Дистракція. Сили розгинання — це згинання голови або тулуба назад, на відміну від чистої травми згинання. Передні структури, передня поздовжня зв'язка й передня частина фіброзного кільця розтягуються й напружуються, а задні структури залишаються стиснутими. При таких силах розширення грань, пластинка й остистий відросток можуть бути зламани. Надмірні сили розгинання можуть викликати переломи в передньонижній ділянці хребців. Ці травми вважаються стабільними, якщо тільки верхнє тіло хребця не спричиняє ретролістез на нижньому тілі хребця.

Класифікації ушкоджень грудного відділу хребта. Існує багато класифікацій переломів грудних і поперекових хребців, як окремих, так і включених у загальну класифікацію пошкоджень хребта. Класифікаційні схеми засновані на морфології пошкодженого хребця, механізмі травми або цілісності колон хребта. Практичне значення класифікацій врешті-решт полягає в тому, щоб не тільки дати в руки клініцисту метод оцінки стабільності пошкодженого хребта відразу після травми, але й прогнозувати її можливий віддалений результат.

Першим кроком до успішного лікування цих пошкоджень по праву можна вважати оптимальну класифікацію переломів, тобто таку класифікацію, яка стала б вичерпним посібником, що дозволяє хірургу правильно вибрати доступ і методику лікування перелому хребта, який вимагає хірургічної стабілізації. Перша спроба класифікувати переломи груднопоперекового відділу хребта була зроблена в 1929 році [1]. У 1963 році Holdsworth [7] запропонував двоколонну теорію стабільності хребта. У 1978 році White і Panjabi [15] ввели термін «клінічна нестабільність», під яким малася на увазі нездатність хребта в умовах фізіологічних навантажень зберігати нормальні відношення між окремими сегментами за відсутності гострих або хронічних неврологічного дефіциту, деформацій або больового синдрому.

Триколонна теорія стабільності хребта була запропонована в 1983 році Francis Denis [4]. До колишньої двоколонної моделі Holdsworth він додав третю, середню колону хребетного стовпа. Відповідно до теорії Denis передня колона хребта включає передню поздовжню зв'язку і передню половину тіл хребців з відповідними їй порціями міжхребцевих дисків. Середня колона включає задні відділи тіл хребців з відповідними порціями міжхребцевих дисків і задню поздовжню зв'язку. Задня колона складається з дуг хребців, дуговідросткових суглобів і заднього зв'язкового комплексу (ЗЗК), що включає надостисту й міжостисту зв'язки, жовті зв'язки й капсули дуговідросткових суглобів. Важливість виділення середньої колони виявилася очевидною, оскільки для того, щоб в межах того чи іншого сегмента хребта відбулася деформація, поряд з пошкодженням передньої або задньої колони

повинна бути зруйнована й середня колона. При пошкодженні середнього стовпа або двох-трьох стовпів хребта пошкодження вважається нестабільним і вимагає обов'язкової стабілізації. Denis визначив, що стабільність хребта ґрунтується на цілісності двох із трьох колон хребта.

У його класифікації пошкодження хребта розподілені на чотири групи:

1) компресійні переломи, що характеризуються руйнуванням у результаті надмірного стиснення передньої колони хребта;

2) вибухові переломи, що характеризуються руйнуванням передньої і задньої колон хребта під дією аксіально спрямованої сили;

3) флексійно-дистракційні пошкодження, що характеризуються порушенням цілісності задньої і середньої колон хребта;

4) переломовивихи хребців, що характеризуються порушенням цілісності всіх трьох колон хребта.

Ця класифікація пройшла перевірку часом завдяки своїй простоті і практичній цінності: так, відповідно до цієї класифікації, більшість пошкоджень передньої колони і зараз лікують консервативно методом іммобілізації, а практично всі триколонні переломи хребта стабілізують хірургічно.

Двоколонні пошкодження хребта до цього часу продовжують залишатися предметом суперечок, однак при цьому більшість хірургів погоджується з тим, що в умовах неврологічного дефіциту й вираженої деформації хребта вони підлягають хірургічній стабілізації.

У 1989 році Magerl et al. [10] подали класифікацію пошкоджень хребта, яка отримала назву класифікації AO/ASIF (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesenfragen/Association for the Study of Internal Fixation), або просто класифікації АО.

Ця класифікаційна система була заснована на аналізі 10-річного досвіду лікування 1445 переломів груднопоперекового відділу хребта й включала три основних типи переломів: компресійні переломи (тип А), distraкційні пошкодження (тип В) і переломовивихи (тип С). За тяжкістю конкретних пошкоджень кожен з типів підрозділяється на підтипи. Ця досить докладна класифікаційна система виділяє 53 типи ушкоджень хребта, де ушкодження типу А1 є найбільш простими, а С3 — найбільш тяжкими ушкодженнями.

Пошкодження типу А спостерігаються при компресійному механізмі травми, коли виникають стабільні компресійні клиноподібні переломи (А1), стабільні й нестабільні осколкові переломи (А2) і нестабільні вибухові (А3) переломи тіл хребців.

Пошкодження типу В формуються при поєднанні компресії з насильницькою distraкцією (розривом) передніх або задніх відділів хребетного сегмента; виникають згинальні або розгинальні переломовивихи, які можуть супроводжуватися стисненням спинного мозку.

Пошкодження типу С виникають при поєднанні насильницького скручування (ротації) з компресією і

дистракцією елементів хребця. Ці найтяжчі ушкодження хребта супроводжуються руйнуванням усіх трьох стовпів хребта і різним ступенем (від С1 до С3) деформації хребетного каналу.

Наступною стала запропонована в 1994 році McCormack et al. [11] Load-sharing класифікація. Ця класифікація була розроблена на основі аналізу даних про неспроможність лікування переломів груднопоперекового відділу хребта методом короткосегментарного заднього спондилодезу в умовах транспедикулярної стабілізації хребта. Відповідно до цієї класифікації всі переломи розглядаються залежно від ступеня руйнування тіла хребця, розташування кісткових фрагментів і наявності деформації. Кожен перелом таким чином оцінюється за допомогою бальної системи від 3 до 9 балів, більш високе значення відповідає більшій тяжкості перелому. Переломи, які оцінені за цією класифікацією в 7 балів і вище, характеризуються більш високим ризиком неспроможності короткосегментарної стабілізації, якщо така буде виконана.

Алгоритм запропонований для спрощення прийняття рішення про тактику хірургічного лікування перелому, тобто рішення про те, коли можна обмежитися тільки заднім короткосегментарним спондилодезом, а коли його необхідно доповнювати передньою стабілізацією хребта, і навпаки. Практична ефективність даної класифікації була підтверджена у відповідних біомеханічних дослідженнях *in vitro*.

У 2005 році дослідницька група з вивчення травми хребта (Spine Trauma Study Group) як нову класифікаційну систему запропонувала власну шкалу тяжкості травм груднопоперекового відділу хребта (Thoracolumbar Injury Severity Score, TLISS) [14]. Ця система ґрунтується на трьох основних характеристиках будь-якого ушкодження:

- 1) механізм травми;
- 2) неврологічний статус;
- 3) цілісність 33К.

Пізніше дана система була модифікована в шкалу класифікації і тяжкості травм груднопоперекового відділу хребта (Thoracolumbar Injury Classification and Severity Scale (TLICSS)). Залежно від морфології пошкодження компресійним переломам у цій системі присвоюється 1 бал, вибуховим переломам і компресійним переломам з деформаціями у фронтальній площині понад 15° — 2 бали, пошкодженням унаслідок зсуву й ротаційним пошкодженням — 3 бали і, нарешті, distraкційним пошкодженням, які вважаються найбільш нестабільними, — 4 бали.

Оцінка неврологічного статусу передбачає виділення п'яти наступних категорій: інтактний неврологічний статус — 0 балів, травма корінців спинного мозку й повне анатомічне переривання спинного мозку — по 2 бали, неповне анатомічне переривання спинного мозку і синдром кінського хвоста — по 3 бали.

Оцінка цілісності заднього зв'язкового комплексу проводиться клінічно на підставі виявлення збільшення висоти міжостистого проміжку, що пальпується, рентгенологічно — шляхом виявлення перелому остис-

того відростка або за допомогою оцінки стану ЗЗК за даними магнітно-резонансної томографії. Пацієнти з інтактним заднім зв'язковим комплексом отримують 0 балів, з невизначеним ступенем пошкодження заднього зв'язкового комплексу — 2 бали і при підтвердженні розриву заднього зв'язкового комплексу — 3 бали. При багаторівневих пошкодженнях оцінюється найбільш тяжке ушкодження. При виникненні пошкоджень на одному й тому ж рівні внаслідок дії різних механізмів травми кінцева оцінка являє собою суму балів, що відповідають кожному з встановлених механізмів травми.

Загальна оцінка за шкалою TLICSS відображає тяжкість ушкодження в цілому й допомагає визначити оптимальну тактику лікування. Пацієнтів з показниками 3 бали і нижче лікують консервативно. Пацієнтам з показником 5 балів і вище показана хірургічна стабілізація. Нарешті, показник 4 бали відносить пацієнта до невизначеної категорії, лікування таких пацієнтів залежить від того, чому надає перевагу хірург. Дослідження, проведене Lenarz et al. [9], показало, що надійність шкали TLICSS порівнянна з такою в загальновизнаних класифікаціях Denis і AO.

Враховуючи класифікації F. Magerl і F. Denis, а також беручи до уваги ступінь кутової деформації хребетного стовпа, ступінь звуження хребетного каналу й ступінь зміщення хребців, визначають алгоритм хірургічної тактики при переломах хребців і пошкодженні спинного мозку [10] з огляду на низку параметрів:

1. Число пошкоджених стовпів.
2. Ступінь зміщення хребців один щодо одного (при зміщенні понад 25 % необхідна стабілізація).
3. Ураження передніх відділів хребта і ступінь кутової деформації при кутовій деформації хребця понад 11° у шийному відділі, 40° — у грудному і 25° — у поперековому відділі — показана стабілізація хребта. При зниженні висоти тіла хребця понад 50 % (вираховується за хребцем, що лежить вище) також необхідна стабілізація, тому що в пізньому періоді є високий рівень ризику розвитку неврологічних розладів.
4. Стиснення хребетного каналу (при звуженні понад 25 % показана декомпресія).
5. Відсоток втрати висоти пошкодженого хребця в результаті травми.

За Клінічним протоколом надання медичної допомоги хворим із травмою грудного та поперекового відділів хребта та спинного мозку (Додаток до наказу МОЗ № 317 від 13.06.2008) розрізняють чотири основних види переломів грудного й поперекового відділу хребта:

1. **Компресійні переломи** (при надмірному згинанні або розгинанні, ушкодження переднього стовпа хребта при інтактності середнього стовпа хребта, переломи зазвичай стабільні, неврологічний дефіцит буває рідко, найбільш частий тип ушкоджень):

- а) тип А (обидві замикальні пластинки);
- б) тип В (переломи захоплюють тільки верхню замикальну пластинку);
- в) тип С (переломи захоплюють тільки нижню замикальну пластинку);

г) тип D (ушкодження замикальних пластинок відсутні).

2. **Вибухові (уламкові) переломи тіл хребців** (роздроблено-клиноподібні, при впливі руйнуючої сили уздовж осі хребта в комбінації з флексією або ротацією, головна відмінність від компресійних переломів — ушкодження серединного стовпа):

- а) тип А (обидві замикальні пластинки);
- б) тип В (переломи захоплюють тільки верхню замикальну пластинку);
- в) тип С (переломи захоплюють тільки нижню замикальну пластинку);
- г) тип D (вибуховий перелом, комбінований з ротацією, що проявляється бічним зсувом тіл або бічним нахилом);
- д) тип Е (вибуховий перелом з асиметрією компресії тіла хребця).

Підставою для діагностування вибухового перелому є:

- а) зменшення висоти задньої частини тіла хребця;
- б) роздроблення тіла хребця;
- в) ретропульсія кісткових уламків, зв'язок, диска в хребетний канал;
- г) ушкодження дуг;
- д) збільшення міждужкового простору.

3. **Переломи за типом ремня безпеки** (розтягнення задніх структур і розрив заднього й середнього стовпів при збереженому передньому):

- а) тип А (діагностується за наявності ушкодження кісткових структур на одному рівні);
- б) тип В (при ушкодженні тільки зв'язкового апарата на одному рівні);
- в) тип С (ушкодження кісткових структур на двох рівнях);
- г) тип D (ушкодження зв'язкових структур на двох рівнях).

Наступні ушкодження розглядаються як нестабільні:

4. **Переломовивихи** (характеризуються руйнуванням трьох стовпів хребта, найбільш часто пов'язані з ушкодженням спинного мозку й неврологічними порушеннями):

- а) тип А (ушкодження внаслідок впливу комбінованих флексійно-ротаційних сил, характерною ознакою є ротація верхнього й нижнього тіла хребців в аксіальній площині);
- б) тип В (викликається силами зрушення, прикладеними в горизонтальній площині, травма проявляється антеро- або ретроспондилолістезом залежно від напрямку прикладеної сили. При ушкодженні задньої дуги невральні елементи можуть бути спонтанно компресовані, що проявляється мінімальним неврологічним дефіцитом);

в) тип С (двосторонній вивих суглобових відростків унаслідок механізму флексії-розтягнення. Він нагадує ушкодження за типом ремня безпеки, однак характеризується наявністю ушкоджень переднього стовпа, що супроводжується ушкодженням диска або переднього краю тіла хребця).

Нестабільними варто вважати лише ті види травм, які супроводжуються більшим ризиком зна-

чного зсуву і/або неврологічних розладів. Оцінка стабільності-нестабільності ушкоджень груднопоперекового відділу хребта відіграє ключову роль у плануванні подальшого лікування, проводиться за шкалою White і Panjabi (якщо загальна оцінка становить 5 і більше балів, ушкодження вважаються нестабільними).

Для оцінки функціонального стану ураженого хребта важливим є ступінь зсуву хребців, ступінь кутової деформації, ступінь звуження хребетного каналу.

Висновки

Аналіз літератури щодо грудного відділу хребта показав, що він помітно відрізняється від інших відділів як анатомічно, так і за своїм функціональним призначенням. Хребці грудного відділу анатомічно відрізняються від хребців шийного й поперекового відділів хребта, хоча верхні і нижні хребці несуть ознаки суміжних відділів. Основна функція грудного відділу хребта разом з ребрами й грудиною полягає в захисті органів грудної клітки, тому ушкодження складових цього комплексу не можна розглядати окремо одне від одного.

Існує декілька класифікацій ушкоджень грудного відділу хребта. На сьогодні найбільш поширеними є: класифікація AO/ASIF (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesenfragen/Association for the Study of Internal Fixation); Load-sharing класифікація McCormack et al. і шкала тяжкості травм груднопоперекового відділу хребта (Thoracolumbar Injury Severity Score, TLISS). Кожна з них доповнює і розвиває попередню і залучає в класифікацію все більше ознак ушкоджень грудного відділу хребта, як морфологічних, так і неврологічних.

З огляду на особливості ушкоджень грудного відділу хребта та їх анатомію хірургічне лікування вимагає особливого підходу щодо вибору тактики й інструментарію.

Конфлікт інтересів. Автор заявляє про відсутність конфлікту інтересів і власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

Список літератури

1. Böhler L. *Knochenbrüche und Unfallchirurgie in ihren Beziehungen zur Umwelt*. Maudrich, Wien, 1933.
2. Bohlman H.H. *Treatment of fractures and dislocations of the thoracic and lumbar spine*. J. Bone Joint Surg. Am. 1985 Jan. 67(1). 165-9. PMID: 3881446.
3. Borkowski S.L., Tamrazian E., Bowen R.E., Scaduto A.A., Ebrahimzadeh E., Sangiorgio S.N. *Challenging the Conventional Standard for Thoracic Spine Range of Motion: A Systematic Review*. JBJS Rev. 2016 Apr 5. 4(4). e51-e511. doi: 10.2106/JBJS.RVW.O.00048. PMID: 27487429.

4. Denis F. *Spinal instability as defined by the three-column spine concept in acute spinal trauma*. Clin. Orthop. Relat. Res. 1984 Oct. (189). 65-76. PMID: 6478705.

5. Grant J.C.B. *Grant Anatomy Atlasi. 1. Baskı, Ankara, Güven Kitabevi Yayınları*. 1977. 302-320.

6. Grossman S.D., Wolfe B.B., Yasuda R.P., Wrathall J.R. *Alterations in AMPA receptor subunit expression after experimental spinal cord contusion injury*. J. Neurosci. 1999 Jul 15. 19(14). 5711-20. doi: 10.1523/JNEUROSCI.19-14-05711.1999.

7. Holdsworth F.W. *Fractures, Dislocations and Fracture-Dislocation of the Spine*. The Journal of Bone and Joint Surgery. 1963. 45. 6-20. Published Online. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.45B1.6>.

8. Jones O., Theakston V. *TeachMeAnatomy. Part: The Thoracic Spine*. <https://teachmeanatomy.info/thorax/bones/thoracic-spine/>

9. Lenarz C.J., Place H.M., Lenke L.G., Alander D.H., Oliver D. *Comparative reliability of 3 thoracolumbar fracture classification systems*. J. Spinal Disord. Tech. 2009 Aug. 22(6). 422-7. doi: 10.1097/BSD.0b013e31818a38cd. PMID: 19652569.

10. Magerl F., Aebi M., Gertzbein S.D., Harms J., Nazarian S. *A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries*. Eur. Spine J. 1994. 3(4). 184-201. doi: 10.1007/BF02221591. PMID: 7866834.

11. McCormack T., Karakovic E., Gaines R.W. *The load sharing classification of spine fractures*. Spine (Phila Pa 1976). 1994 Aug 1. 19(15). 1741-4. doi: 10.1097/00007632-199408000-00014.

12. Tator C.H., Fehlings M.G. *Review of the secondary injury theory of acute spinal cord trauma with emphasis on vascular mechanisms*. J. Neurosurg. 1991 Jul. 75(1). 15-26. doi: 10.3171/jns.1991.75.1.0015.

13. Topsakal C., Erol F.S., Ozveren M.F., Yilmaz N., Ilhan N. *Effects of methylprednisolone and dexamethorphan on lipid peroxidation in an experimental model of spinal cord injury*. Neurosurg. Rev. 2002 Aug. 25(4). 258-66. doi: 10.1007/s101430100183.

14. Vaccaro A.R., Zeiller S.C., Hulbert R.J., Anderson P.A., Harris M., Hedlund R., Harrop J., Dvorak M., Wood K., Fehlings M.G., Fisher C., Lehman R.A. Jr, Anderson D.G., Bono C.M., Kuklo T., Oner F.C. *The thoracolumbar injury severity score: a proposed treatment algorithm*. J. Spinal Disord. Tech. 2005 Jun. 18(3). 209-15. PMID: 15905761.

15. White A., Panjabi M. *Clinical Biomechanics of the Spine*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 1990.

16. Zileli M., Özer A.F. *Omurilik ve omurga cerrahisi (1-2-3 Cilt Takımı)*. Intertip Yayınevi, İzmir, 2014.

Отримано/Received 27.04.2022

Рецензовано/Revised 10.05.2022

Прийнято до друку/Accepted 18.05.2022 ■

Information about author

Teslenko S.O., State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0002-2345-3876>

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

Teslenko S.O.

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

Features of anatomy, classification of traumatic injuries of the thoracic spine (literature review)

Abstract. Spinal fracture is a pathological condition that occurs due to a violation of the anatomical integrity of the spine. An analysis of the literature on the thoracic spine has shown that it differs markedly from other departments both anatomically and functionally. The thoracic vertebrae are anatomically different from the cervical and lumbar vertebrae, although the upper and lower vertebrae are adjacent. The main function of the thoracic spine, along with the ribs and sternum is to protect the chest, so damage to this complex can not be considered separately from each other. There are several classifications of thoracic spine injuries. Today the most common are: AO/ASIF

classifications (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesenfragen/ Association for the Study of Internal Fixation); Load-sharing classification McCormack et al. and the Thoracolumbar Injury Severity Score (TLISS). All of them are additions and developments of the previous one and involve in the classification more and more signs of injuries of the thoracic spine, both morphological and neurological. Given the peculiarities of thoracic spine injuries and their anatomy, surgical treatment requires special care in the choice of tactics and tools.

Keywords: spine; thoracic department; compression fracture; classification; review

Герцен Г.І., Крижевський В.В., Гапон О.М., Мовчан О.С., Дибкалюк С.В., Процик А.І., Білоножкін Г.Г., Остапчук Р.М.

Національний університет охорони здоров'я України імені П.Л. Шупика, м. Київ, Україна

Комплексний аналіз переломів ключиці в середній третині (огляд літератури)

Резюме. Переломи ключиці — найпоширеніше пошкодження, частота якого досягає понад 5–11 % випадків переломів усіх кісток скелета. Через анатомічні особливості ключиці, локалізацію кріплення до неї сухожильно-зв'язкового апарату в більшості випадків (70–80 %) спостерігаються переломи в ділянці середньої третини кістки. Упродовж останніх десятиліть істотно змінилися історично традиційні принципи лікування переломів ключиці в середній третині, хірургічні методи отримали більш конкретні показання, були ефективно вдосконалені й стали переважаючими. У цій роботі наведені сучасні дані щодо епідеміології, практичної анатомії, обстеження й лікування пацієнтів з переломами ключиці в середній третині.

Ключові слова: ключиця; огляд; перелом; епідеміологія; анатомія; клініка; лікування

Вступ

Посттравматичні переломи ключиці в середній третині належать до категорії найбільш частих переломів довгих кісток у дорослих людей: частота їх становить від 5 до 11,7 % випадків щодо всіх переломів кісток [1–3], а щодо переломів кісток плечового пояса досягає 50 % випадків [4, 5]. За локалізацією переломів ключиці класифікують відповідно до анатомічних сегментів: медіальний відділ, тіло (включно з переломами середньої третини ключиці) і латеральний відділ [1].

Перелом тіла ключиці часто спостерігається в молодих, активних пацієнтів, нерідко виникає після дорожньо-транспортної травми [1, 6]. Більшість переломів ключиці є результатом високоенергетичної прямої травми. Біомеханічні дослідження, виконані D. Stanly et al., показали, що високоенергетична механічна травма латерального відділу плечового пояса видає критичне зусилля для перелому ключиці в середній її третині [7]. Типовою для перелому тіла ключиці є травма під час їзди в автомобілі з непристібнутим ременем безпеки, вона досягає 10 % випадків. При падінні на розігнуту руку травматичні зусилля не передаються безпосередньо на ключицю, тим не менше подібний механізм травми спостерігається в 10 % випадків [7].

Анатомія

Знання анатомії ключиці й оточуючих її нервово-судинних і торакальних компонентів відіграє важливу роль у застосуванні ефективних, безпечних методів лікування її переломів. На 5-му тижні внутрішньоутробного розвитку починається осифікація ключиці, однієї з перших кісток скелета, яка єдина має інтрамембранозний шлях осифікації. До моменту народження дитини більша частина ключиці осифікована, саме тому під час пологів можуть спостерігатись її пологові переломи. Однак повна осифікація ключиці закінчується відносно пізно — у 22–25 років [8].

Ключиця являє собою S-подібно вигнуту довгу кістку, яка зв'язує скелет тулуба з верхньою кінцівкою. Вона проксимально артикулює з грудиною, дистально — з акроміальним відростком лопатки. Латерально акроміально-ключична й дзьобоподібно-ключична зв'язка з'єднують ключицю з лопаткою, забезпечуючи стабільність її латерального відділу. Медіально грудинно-ключичні зв'язки й капсула суглоба забезпечують стабільність її медіального відділу. Ключиця забезпечує захист розташованих поблизу важливих нейроваскулярних структур: плечового сплетення, підключичної артерії та вени, продовженням яких латеральніше є пахвова артерія і вена [8, 9].

Обстеження

Пацієнтів обстежують, як при типовій скелетній травмі: з'ясовують обставини травми, обстежують *status localis*. Ставлять типові запитання, що стосуються механізму травми, локалізації болю, положення й функції руки. Дослідження локального статусу включає уважний огляд з метою виявлення асиметрії або деформації плеча, тому що деформуючі м'язові зусилля призводять до внутрішньої ротації лопатки й вкорочення плеча [8]. При огляді звертають увагу на наявність саден, мацерації шкірного покриву, ран (при відкритих переломах). При пальпації травмованої ключиці виявляються біль, набряк, крепітація уламків. У подальшому проводиться обстеження нейроваскулярних утворень: визначаються шкірна чутливість і функція периферичних сегментів верхньої кінцівки, периферична пульсація. Напруження м'язів, що кріпляться до ключиці, призводить до дії зміщуючих зусиль на її фрагменти при переломі. Напруження грудинно-ключично-соскоподібного м'яза призводить до зміщення медіального фрагмента ключиці назад, доверху, грудного м'яза — медіально й донизу, при цьому виникає вкорочення ключиці. Дельтоподібний м'яз разом з вагою руки зміщують латеральний фрагмент ключиці донизу, вперед і медіально [8, 9].

Рентгенографія

Метою рентгенографічного обстеження ушкодженої ключиці є визначення локалізації, характеру перелому, ступеня зміщення уламків, вкорочення для вибору адекватного методу лікування. При цьому типовими є дві проєкції: стандартна передньозадня й тангенційна — під кутом 15° до фронтальної площини, яка дозволяє краще визначити ступінь зміщення уламків вперед і назад. Комп'ютерна томографія, як правило, не потрібна для діагностики перелому тіла ключиці, але вона буває необхідна для повноцінної діагностики ушкоджень ключично-стернального й ключично-акроміального суглобів.

Класифікація

Відомі численні класифікації переломів ключиці, проте більшість з них не містять необхідних характеристик ушкоджень для вибору оптимального методу лікування. Історично першочергово переломи ключиці поділяли на переломи проксимальної, середньої і дистальної третини [9, 10]. Пізніше С.М. Robinson виділив переломи ключиці в середній третині в другу групу й поділив цю групу на переломи з порушенням осі ключиці, кутовим зміщенням, уламкові [6]. На сьогодні найбільш широко використовується класифікація AO/ASIF, у якій переломи ключиці під номером 15 у субкласифікації поділені з урахуванням анатомічної характеристики перелому — А, В, С [11]. Остання класифікація дозволила найбільш об'єктивно визначати показання щодо адекватного способу лікування.

Лікування

Історично на початку XX століття золотим стандартом було консервативне лікування переломів ключиці в середній третині. Про це йшлося в наукових роботах того часу, зокрема в роботі С.С. Neer, у якій автор навів усього 0,13 % випадків псевдоартрозів після консервативного лікування переломів тіла ключиці [12]. У подальшому результати консервативного лікування переломів ключиці піддавались обговоренню й аналізу. Починаючи з 1990-х років багато авторів почали відзначати незрощення переломів ключиці в середній третині, як результат консервативного лікування — набагато частіше [13, 14]. У 2012 році R.C. McKee et al. навели 14,5 % випадків псевдоартрозів після консервативного лікування переломів ключиці в середній третині [15]. У подальшому результати роботи низки авторів показали, що в 10–30 % випадків консервативне лікування переломів ключиці в середній третині має незадовільні наслідки — клінічні, рентгенологічні й суб'єктивні в результаті вкорочення кістки, утворення псевдоартрозу, порушення функції верхньої кінцівки [15–17].

Результатом консервативного лікування переломів ключиці в середній третині зі зміщенням уламків у кращому випадку є зрощення в неправильному положенні з укороченням кістки [18, 19]. При цьому зрощення ключиці з укороченням більше ніж на 1,5 см знижує м'язову силу відведення, розгинання й внутрішньої ротації плеча, функціональну витривалість верхньої кінцівки, призводить до косметичної деформації плечового пояса [20, 21]. С. Woltz et al. у рандомізованому порівняльному дослідженні провели аналіз результатів консервативного й хірургічного (пластинами для металоостеосинтезу (МОС)) лікування переломів ключиці в середній третині серед 160 пацієнтів віком 18–60 років. Дані проведеного дослідження свідчать, що після консервативного лікування у 23,1 % випадків відбувалось формування псевдоартрозів ключиці, після хірургічного — у 2,4 % випадків [22]. При консервативному лікуванні переломів ключиці в середній третині факторами ризику прийнято вважати: жіночу стать, наявність уламків при переломі, значне зміщення уламків, похилий вік [11, 23]. Lin Jane et al. вивчали порівняльну економічну ефективність консервативного й хірургічного лікування переломів ключиці в середній третині на основі 5-річного ретроспективного аналізу за шкалою Monte Carlo, при цьому в 68 % випадків відмітили більшу ефективність хірургічного лікування [20].

З урахуванням результатів проведених робіт показання до консервативного лікування переломів ключиці в середній третині були змінені: переломи ключиці зі зміщенням менше ніж 100 % ширини відламка, наявність медичних протипоказань до операції, знижена функція верхньої кінцівки [1, 15, 17].

Консервативне лікування переломів ключиці в середній третині передбачає іммобілізацію ортезом або плечерозвідною рюкзак-пов'язкою на 3–4 тижні після травми. Повернення до роботи, спорту можливе через

4–6 тижнів при підтвердженому клінічному й рентгенологічному зрощенні перелому.

Паралельно з удосконаленням техніки втручань та аналізом їх результатів розширювались показання до хірургічного лікування переломів тіла ключиці [15, 20]. На сьогодні показаннями до хірургічного лікування переломів тіла ключиці в середній третині прийнято вважати: відкриті переломи, наявність зміщення уламків більше ніж 100 % за шириною, вкорочення більше ніж на 1,5 см, ушкодження підключичних судин, плечового сплетення, наявність флотуючого (плаваючого) плеча, переломи ключиці й шийки лопатки, сегментарні переломи, незрощені й зрощені переломи з деформацією [2, 3, 20]. Окрім того, при визначенні показань до хірургічного лікування переломів тіла ключиці необхідно враховувати наявність або відсутність супутніх ушкоджень, вік хворого, загальний соматичний статус, його професію, ставлення до спорту, життєву активність. У пацієнтів з проблематичною функцією верхньої кінцівки, необхідністю періодичного відпочинку перевагу віддають консервативному лікуванню [21, 22].

На сьогодні немає загальноприйнятих рекомендацій відносно способу металоостеосинтезу переломів ключиці в середній третині, окрім того, не всі подібні переломи лікують хірургічно. Однак у більшості випадків хірургічного лікування перевага віддається накістковому МОС пластинами з гвинтами або закритій репозиції та інтрамедулярній фіксації [23, 24].

Більш широке застосування в практиці отримав метод відкритої репозиції і накісткової фіксації ключиці пластиною з гвинтами, даний метод застосовується в 52,4–61,8 % випадків [25–27]. При традиційній техніці даного методу пацієнта вкладають на спину або в *beach chair* положення, голову й тіло нахиляють у протилежний бік. Хірургічний доступ виконують зверху або попереду над місцем перелому, пам'ятаючи про гілки надключичного нерва [25]. У літературі тривають дебати відносно оптимального розташування пластини на ключиці [26, 27]. Історично пластина першочергово локалізувалася на фрагментах ключиці на її верхній поверхні, однак пізніше багато хірургів почали використовувати для локалізації пластини передньонижню поверхню кістки. При аналізі наслідків МОС ключиці, включно з термінами зрощення, проблемами з імплантатами, не було встановлено суттєвих відмінностей залежно від локалізації пластини [28]. Низка авторів переваги укладки пластини на передньонижню поверхню ключиці пов'язують з відсутністю відстоювання імплантата доверху від ключиці, що зумовлює косметичний дефект, а також забезпечує більш легке видалення імплантата після консолідації перелому [29]. Однак даний косметичний дефект має місце і при укладці її на передньонижню поверхню кістки, особливо в пацієнтів зі зниженою масою тіла, а також при більшому зміщенні її вперед [6, 29].

Біомеханічні переваги при МОС ключиці дає локалізація пластини на верхній поверхні ключиці — ця поверхня кістки відчуває максимальне механічне на-

вантаження, унаслідок чого створюється більша стабільність фіксації фрагментів щодо зусиль при вигинанні [31]. При цьому техніка операції включає розріз шкіри, який краще робити зверху по серединній лінії щодо відламків з метою укладки імплантата на передньо-верхню поверхню. Після фіксації фрагментів ключиці пластиною рекомендується пошарове накладання швів на рану (3 шари), включно з глибокими й поверхневими тканинами, з метою запобігання розвитку надлишкової кісткової мозолі й полегшення видалення імплантата після консолідації перелому ключиці.

Останніми роками для МОС ключиці зазвичай використовується 3,5-міліметрова прекоптурована ключична пластина. Вибір пластини здійснюється з урахуванням характеру перелому й переваг хірурга, традиційні DCP, LCP, малі реконструктивні пластини також використовуються. Нерідко виконується МОС ключиці двома пластинами, що дозволяє поєднувати переваги позиції імплантата як на верхній, так і на передньонижній поверхні кістки [30, 32]. На думку авторів, дана методика МОС ключиці забезпечує більш високі біомеханічні міцнісні характеристики фіксації кісткових уламків, знижує можливості міграції імплантів, підвищує результати у вигляді консолідації кісткових фрагментів, полегшує видалення імплантів після консолідації кісткових фрагментів. Після МОС ключиці пластинами рекомендуються ранні рухи без фізичного навантаження верхньої кінцівки, фізичне навантаження після 6–12 тижнів при рентгенологічному підтвердженні консолідації перелому кістки.

Популярність у світовій практиці застосування МОС переломів ключиці в середній третині пластинами не викликає сумнівів, незважаючи на існуючі недоліки. Так, біомеханічно оптимальна локалізація пластини на ключиці для МОС варіює при функції навантаження й ротації верхньої кінцівки [6]. Через небезпеку відриву або зламу імплантата в післяопераційний період використання вузьких DCP, LCP, малих реконструктивних пластин не можна вважати доцільним [31]. Недоліками методу також є розмір хірургічного доступу, травматизація м'яких тканин, можливість формування келоїдних рубців, косметичні проблеми (особливо в жінок молодого віку) [32, 33].

Закрита репозиція та інтрамедулярна фіксація розцінюються як безпечний, малоінвазивний та ефективний спосіб лікування переломів ключиці в середній третині [22]. Перший інтрамедулярний МОС ключиці виконав А. Lambotte в 1907 році [7]. Багато авторів у подальшому модифікували техніку інтрамедулярного остеосинтезу: застосовувалися спиці Кіршнера, Ілізарова, канюльовані гвинти, стрижні Штеймана, Богданова, титанові еластичні стрижні, специфічні стрижні для ключиці [16, 20, 25]. Недоліками методу були міграція в низці випадків спиць Кіршнера, Ілізарова у грудну клітку, незважаючи на обов'язкові вимоги вигину їх кінця [20, 33, 36]. Переваги закритого інтрамедулярного МОС переломів ключиці в середній третині полягають у малому хірургічному доступі, відсутності контактів з гілками підключичного нерва, незначній

травматизації м'яких тканин, відсутності накісткового «зрощення» імпланта [1].

Останніми десятиліттями при переломах ключиці в середній третині широко використовуються техніка закритого інтрамедулярного еластичного МОС титановим стрижнем (Elastic stable intramedullary nailing — JSIN) [17, 31]. Еластичний ефект виникає у зв'язку з тим, що прямий титановий стрижень вводиться в кістково-мозкову порожнину S-подібно вигнутої ключиці [23, 26]. При цьому біомеханічно локалізація імпланта є ідеальною, оскільки вигинаючи зусилля на ключицю, що змінюються, не змінюють міцнісні характеристики фіксації кістки імплантом [1, 37].

Техніка операції МОС ключиці за методикою JSIN. Пацієнта вкладають на спину або в beach-chair позицію. Розріз до 1 см дистальніше на 1–2 см від грудинно-ключичного суглоба. Свердлом трепанують передню стінку ключиці до кістково-мозкової порожнини. У сформований отвір ключиці вводять стрижень, проводячи його до зони перелому, проводять закрити репозицію фрагментів під рентген-контролем, у подальшому стрижень проводять в дистальний фрагмент ключиці. Частину імпланта, що виступає над кісткою, зрізають [23, 35]. Після операції протягом 1–2 тижнів проводиться іммобілізація верхньої кінцівки простим ортезом, рекомендуються рухи в суглобах кінцівки без фізичного навантаження, можливе відведення плеча до 90°. Через 6 тижнів після операції при рентгенологічно підтвердженій консолідації ключиці дозволяється повне фізичне навантаження верхньої кінцівки [23].

Певний інтерес становлять наведені в літературі результати порівняльного аналізу хірургічного лікування переломів ключиці в середній третині за допомогою двох найбільш прийнятих методів: відкритої репозиції МОС пластиною, закритої репозиції МОС JSIN. Так, P.R. King відзначив, що при МОС ключиці JSIN час операції менше порівняно з МОС пластинами — відповідно 45 ± 12 хв і 65 ± 21 хв, розміри хірургічно доступу також менші — 37 ± 9 мм і 116 ± 18 мм відповідно; оцінка за шкалою DASH і CS-Score була ідентичною в обох групах пацієнтів у терміни 1, 3, 5, 6 місяців після операції і кращою через 12 місяців у пацієнтів після МОС JSIN, $p < 0,0222$ [26].

Ідеальними для МОС ключиці в середній третині JSIN є неуламкові переломи (тип А і В за класифікацією АО), при уламкових переломах (тип С), як показали порівняльні спостереження з МОС пластинами, спостерігається дещо повільніше відновлення функціональних можливостей верхньої кінцівки в перші 6 місяців після операції при проведенні оцінки за шкалою DASH і CS-Score [17, 23].

Vander Meijden et al. навели порівняльні результати МОС переломів ключиці в середній третині серед 120 пацієнтів (середній вік 65 років), у тому числі в 62 пацієнтів — JSIN, у 58 пацієнтів — пластина. При цьому не було суттєвої різниці в оцінці наслідків за шкалою DASH і Constant Myrley Score до 6 місяців після операції: 5,6 і 95,5 пунктів і 3,0 і 96,0 пунктів від-

повідно. До цього часу пацієнти після МОС пластинами мали менший ступінь фізіологічного викривлення ключиці порівняно з JSIN ($p = 0,02$). Через 1 рік були відмічені аналогічні позитивні результати в більшості пацієнтів обох груп. Число ускладнень було орієнтовно ідентичним в обох групах пацієнтів: після МОС ключиці JSIN — 0,74 %, пластинами — 0,67 % ($p = 0,05$). Відмічені дещо менші терміни непрацездатності серед пацієнтів після МОС ключиці пластинами [38].

Висновки

Перелом ключиці в середній третині — поширена травма, при якій для надання ефективної та оптимальної допомоги пацієнтам необхідні знання анатомії, методики обстеження, техніки консервативного й хірургічного лікування. Відомі ефективні методи лікування переломів ключиці в середній третині, які застосовуються з урахуванням типу перелому, наявності супутніх ушкоджень, характеристик пацієнта. За наявності об'єктивних показань до хірургічного лікування й вибору способу МОС ключиці хірург повинен не тільки враховувати класифікацію переломів, але й використовувати рекомендації і володіти технікою самого хірургічного втручання.

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

Список літератури

1. Robinson C.M. *Fractures of the clavicle in the adult. Epidemiology and classification. J. Bone Joint Surg. Br.* 1998. № 80(3). P. 476–84. DOI: 10.1302/0301-620x.80b3.8079. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9619941/>
2. Neer C.S. *Nonunion of the clavicle. J. Am. Med. Assoc.* 1960 Mar 5. 172. P. 1006–1011. DOI: 10.1001/jama.1960.03020100014003.
3. Stanley D., Trowbridge E.A., Norris S.H. *The mechanism of clavicular fracture. A clinical and biomechanical analysis J. Bone Joint Surg. Br.* 1988. Vol. 70. № 3. P. 461–464. DOI: 10.1302/0301-620X.70B3.3372571. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3372571>.
4. Meinberg E.G., Julie A., Roberts C.S., Karam M.D., Kellam J.F. *Fracture and Dislocation Classification Compendium-2018. J. Orthop. Trauma.* 2018. Vol. 32. Suppl. 1. P. S1–S170. DOI: 10.1097/BOT.0000000000001063.
5. Allman F.L. Jr. *Fractures and ligamentous injuries of the clavicle and its articulation. J. Bone Joint Surg. Am.* 1967. Vol. 49. № 4. P. 774–784.
6. Griswold B., Overgaard M., Kyrkos J.G., Mihir P., Stephen P. *Failure of an Intramedullary Fixation Device for a Midshaft Clavicle Fracture JBJS Journal of Orthopaedics for Physician Assistants.* 2020. Vol. 8. № 4. P. 20.00025. DOI:10.2106/JBJS.JOPA.20.00025. https://journals.lww.com/jbjsjopa/Abstract/2020/12000/Failure_of_an_Intramedullary_Fixation_Device_for_a.8.aspx.
7. Postacchini F., Gumina S., De Santis P., Albo F. *Epidemiology of clavicle fractures. J. Shoulder Elbow Surg.* 2002.

Vol. 11. № 5. P. 452-456. DOI: 10.1067/mse.2002.126613. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12378163>.

8. Honeycutt M., Fisher M., Rieh J. Orthopaedic tips: a comprehensive review of midshaft clavicle fractures. *JBJS Journal of Orthopaedics for Physician Assistants*. 2019. Vol. 7. № 3. P. e0053. DOI:10.2106/JBJS.JOPA.18.00053. https://journals.lww.com/jbjsjopa/Abstract/2019/09000/Orthopaedic_Tips_A_Comprehensive_Review_of.4.aspx.

9. Ban I., Nowak J., Virtanen K., Troelsen A. Overtreatment of displaced midshaft clavicle fractures. A survey of hospitals in Sweden, Denmark, and Finland. *Acta Orthop*. 2016. Vol. 87. № 6. P. 541-545. DOI: 10.1080/17453674.2016.1191275. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5119434>.

10. Jeray K.J. Acute Midshaft Clavicular Fracture *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2007. Vol. 15. № 4. P. 239-248. https://journals.lww.com/jaaos/full-text/2007/04000/acute_midshaft_clavicular_fracture.7.aspx.

11. Backus J.D., Merriman D.J., McAndrew C.M., Gardner M.J., Ricci W.M. Upright versus supine radiographs of clavicle fractures: does positioning matter? *J. Orthop. Trauma*. 2014. Vol. 28. № 11. P. 636-641. DOI: 10.1097/BOT.000000000000129. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24740113/>.

12. Scott M.L., Baldwin K.D., Mistovich R.J. Operative versus nonoperative treatment of pediatric and adolescent clavicular fractures: a systematic review and critical analysis. *JBJS Rev*. 2019. Vol. 7. № 3. P. e5. DOI:10.2106/JBJS.RVW.18.00043.

13. Hoogervorst P., Appalsamy A., Franken S., Kampen A., Hannink G. Quantifying shortening of the fractured clavicle assuming clavicular symmetry is unreliable. *Arch. Orthop Trauma Surg*. 2018. Vol. 138. № 6. P. 803-807. DOI:10.1007/s00402-018-2912-2. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5958161>.

14. McKee R.C., Whelan D.B., Schemitsch E.H., McKee M.D. Operative versus nonoperative care of displaced midshaft clavicular fractures: a meta-analysis of randomized clinical trials. *J. Bone Joint Surg. Am*. 2012. Vol. 94. № 8. P. 675-684. DOI: 10.2106/JBJS.J.01364.

15. Zlowodzki M., Zelle B.A., Peter C.A., Jeray K., McKee M.D. Treatment of Acute Midshaft Clavicle Fractures: Systematic Review of 2144 Fractures On behalf of the Evidence-Based Orthopedic Trauma. Working Group *Journal of Orthopedic Trauma*. 2005. Vol. 19. № 7. P. 504-07. DOI: 10.1097/01.bot.0000172287.44278.ef. https://journals.lww.com/jorthotrauma/Abstract/2005/08000/Treatment_of_Acute_Midshaft_Clavicle_Fractures.17.aspx.

16. Шпаченко Н.Н., Чернецкий В.Ю., Черныш В.Ю., Климовицкий Ф.В., Коваленко Е.В., Колесниченко Г.Е. Оценка эффективности лечения переломов ключицы электрофизиологическими методами. *Травма*. 2008. Т. 9. № 3. С. 74-80. <http://www.mif-ua.com/archive/article/20378>.

17. Бур'янов О.А., Кваша В.П., Чекушин Д.А., Задніченко М.О., Омельченко Т.М., Самусенко І.В., Соболевський Ю.Л., Лиходій В.В. Переломи ключиці (для лікарів-інтернів, аспірантів, клінічних ординаторів). *Літопис травматології та ортопедії*. 2017. № 1-2 (35-36). С. 147-151. file:///C:/Users/User/Downloads/Lto_2017_1-2_33.pdf.

18. Скоблин А.П., Бом К.Б., Рехлицкий А.Я., Грабовой А.Ф. Переломы и вывихи ключицы. Киев: Здоров'я, 1973. 128 с.

19. Thomas P.A., Baltes J., Donders C. E., Kloen P. What is the hardware removal rate after anteroinferior plating of the clavicle? A retrospective cohort study. *J. Shoulder Elbow Surg*. 2017. Vol. 26. № 10. P. 1838-1843. DOI:10.1016/j.jse.2017.03.011.

20. King P.R., Ikram A., Eken M.M., Lamberts R.P. The effectiveness of a flexible locked intramedullary nail and an anatomically contoured locked plate to treat clavicular shaft fractures: a 1-year randomized control trial. *J. Bone Joint Surg. Am*. 2019. Vol. 101. № 7. P. 628-634. DOI:10.2106/JBJS.18.00660.

21. Qvist A.H., Vaesel M.T., Jensen C.M., Jensen S.L. Plate fixation compared with nonoperative treatment of displaced midshaft clavicular fractures: a randomized clinical trial. *The Bone & Joint Journal*. 2017. Vol. 100-B. № 10 Trauma. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.100B10.BJJ-2017-1137.R3>. <https://online.boneandjoint.org.uk/doi/full/10.1302/0301-620X.100B10.BJJ-2017-1137.R3>.

22. Woltz S., Krijnen P., Schipper I.B. Plate Fixation Versus Nonoperative Treatment for Displaced Midshaft Clavicular Fractures: A Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *J. Bone Joint Surg. Am*. 2017. Vol. 99. № 12. P. 1051-1057. DOI:10.2106/JBJS.16.01068.

23. Shih Jen-Ta, Wu Chia-Chun, Wang Chih-Chien, Yeh Tsu-Te, Pan Ru-Yu, Chen Chien-Lung, Chien Wu-Chien, Shen Pei-Hung. Midshaft clavicle fracture following osteosynthesis with a hook plate: a retrospective case analysis. *Arch. Orthop. Trauma Surg*. 2020. Vol. 140. № 11. P. 1713-1718. DOI: 10.1007/s00402-020-03397-4.

24. Gössling T. Klavikula schaftfraktur Posttraumatische Korrekturen und Revisionen. *Trauma und Berufskrankheit*. 2016. Vol. 18. P. 454-460.

25. Hulsmans M.H., Heijl M., Houwert R.M., Burger B.J., Verleisdonk E.J., Veeger D.J., Meijden O.A. Surgical fixation of midshaft clavicle fractures: A systematic review of biomechanical studies. *Injury*. 2018. Vol. 49. № 4. P. 753-765. DOI: 10.1016/j.injury.2018.02.017.

26. Benjamin A.J., Edward C.C., Eric D.F., Eric E.J., Devon M.J. Dual Versus Single-Plate Fixation of Midshaft Clavicular Fractures. *JBJS Open Access*. 2020. Vol. 5. № 2. P. e0043. DOI: 10.2106/JBJS.OA.19.00043.

27. Jubel A., Andermahr J., Bergman H., Prokop A., Isenberg I., Rehm K.E. Sportfähigkeit nach minimalinvasiver operativer rehandlung von klavikulasehafrakturen bei leistungsund profisportten. *Aktuelle traumatologie*. 2003. Vol. 33. Is. 102. P. 88-92.

28. Klönz A., Hockertz T., Reilmann H. Clavicular fractures. *Chirurg*. 2002. Vol. 73. № 1. P. 90-100; quiz 100-1. DOI: 10.1007/s104-002-8036-z.

29. Böstman O., Manninen M., Pihlajamäki H. Complications of plate fixation in fresh displaced midclavicular fractures. *J. Trauma*. 1997. Vol. 43. № 5. P. 778-783. DOI: 10.1097/00005373-199711000-00008.

30. Schwarz N., Leixnering M. Failures of clavicular Intramedullary wire fixation and their causes. *Aktuelle Traumatol*. 1984. Vol. 14. № 4. 159-63.

31. Chu Cheng-Mien, Wang Shyu-Jye, Lin Leou-Chyr. Fixation of mid-third clavicular fractures with knowles pins: 78 patients followed for 2-7 years. *Acta Orthop. Scand*. 2002. Vol. 73. № 2. P. 134-139. DOI: 10.1080/000164702753671696.

32. Meijden O., Hulsmans R.M., Wijdicks F.-J., Dijkgraaf M., Meylaerts S., Hammacher E.R., Verhofstad M., Verleisdonk E. Operative treatment of dislocated midshaft clavicular fractures: plate or intramedullary nail fixation? A randomized controlled trial. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2015. Vol. 97. № 8. P. 613-619. DOI: 10.2106/JBJS.N.00449.

33. Koltsov J., Gribbin C., Ellis S., Nwachukwu B. Cost-effectiveness of Operative Versus Non-operative Management of Acute Achilles Tendon Ruptures. *HSS J.* 2020. Vol. 16, № 1. P. 39-45. DOI: 10.1007/s11420-019-09684-0 <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6974171/>

34. Liu J., Srivastava K., Washington T., Hoegler J., Guthrie S.T., Hakeos W., Moutzourous V. Cost-effectiveness of operative versus nonoperative treatment of displaced midshaft clavicle fractures: a decision analysis. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2019. Vol. 101. № 1. P. 35-47. DOI: 10.2106/JBJS.17.00786.

35. Woltz S., Krijnen P., Schipper I., Sengab A. Does clavicular shortening after nonoperative treatment of midshaft fractures affect shoulder function? A systematic review. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery.* 2017. Vol. 137. № 3. P. 1047-1053. DOI: 10.1007/s00402-017-2734-7.

36. Fuglesang H., Oksum M., Wikeroy A. Mini-Invasive Intramedullary Fixation of Displaced Midshaft Clavicle Fractures with an Elastic Titanium Nail. *JBJS Essent. Surg. Tech.* 2018. Vol. 8. № 2. P. 16. DOI: 10.2106/JBJS.ST.18.00001.

37. Рубленік І.М., Радван Н.М., Шайко-Шайковський А.Г., Билык С.В. Остеосинтез двойной деротационной пластиной в лечении последствий переломов ключицы. *Травма.* 2011. Т. 1. № 3. С. 56-61. <http://www.mif-ua.com/archive/article/23279>.

38. Fuglesang F.S. Plate fixation versus intramedullary nailing of completely displaced midshaft fractures of the clavicle. A prospective randomized controlled trial. *Bone Joint J.* 2017. Vol. 99-B. № 8. P. 1095-101.

38. Nourian A., Dhaliwal S., Vangala S., Vezeridis P. Midshaft Fractures of the Clavicle: A Meta-analysis Comparing Surgical Fixation Using Anteroinferior Plating Versus Superior Plating. *J. Orthop. Trauma.* 2017. Vol. 31. № 9. P. 461-467. DOI: 10.1097/BOT.0000000000000936.

Отримано/Received 18.04.2022

Рецензовано/Revised 02.05.2022

Прийнято до друку/Accepted 12.05.2022 ■

Information about authors

G.I. Herzen, Head of the Department of Traumatology and Orthopedics 1, Shupyk National Healthcare University of Ukraine, Kyiv, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0002-9204-1015>.

V.V. Krizevskiy, Head of the Department of General and Urgent Surgery, Shupyk National Healthcare University of Ukraine, Kyiv, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0002-8538-2583>.

A.N. Gapon, Department of Traumatology and Orthopedics 1, Shupyk National Healthcare University of Ukraine, Kyiv, Ukraine; e-mail: kievtrauma@gmail.com.

O.S. Movchan, Professor at the Department of Traumatology and Orthopedics 1, Shupyk National Healthcare University of Ukraine, Kyiv, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0001-5872-3349>.

S.V. Dybkalyuk, Associate Professor at the Department of Traumatology and Orthopedics 1, Shupyk National Healthcare University of Ukraine, Kyiv, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0003-2728-5272>.

A.I. Protsyk, Associate Professor at the Department of Traumatology and Orthopedics 1, Shupyk National Healthcare University of Ukraine, Kyiv, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0001-8909-3845>.

G.G. Bilonozhkin, Associate Professor at the Department of Traumatology and Orthopedics 1, Shupyk National Healthcare University of Ukraine, Kyiv, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0002-9141-1539>.

R.M. Ostapchuk, Associate Professor at the Department of Traumatology and Orthopedics 1, Shupyk National Healthcare University of Ukraine, Kyiv, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0002-2968-5950>.

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.

G.I. Herzen, V.V. Krizevskiy, A.N. Gapon, O.S. Movchan, S.V. Dybkalyuk, A.I. Protsyk,

G.G. Bilonozhkin, R.M. Ostapchuk

Shupyk National Healthcare University of Ukraine, Kyiv, Ukraine

Comprehensive analysis of fractures of the clavicle in the middle third (literature review)

Abstract. Clavicle fractures are a common injury, reaching over 5–11 % of all skeletal fractures. In most cases (up to 70–80 %), fractures are observed in the region of the middle third of the bone due to the anatomical features of the clavicle and the localization of the attachment of the tendon-ligamentous apparatus to it. Over the past decades, the historically traditional principles of treating clavicle fractures have changed significantly; in the middle third,

surgical methods have received more specific indications, have been effectively improved and have become prevalent. This paper presents current data on epidemiology, practical anatomy, examination and treatment of patients with fractures of the clavicle in the middle third.

Keywords: clavicle; review; fracture; epidemiology; anatomy; clinic; treatment

Фіщенко В.О., Хасавнех Айхам

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

Тваринні моделі іммобілізаційних контрактур. Огляд методів та тенденцій

Резюме. Конtrakтури — це хронічна втрата рухливості суглобів, викликана структурними змінами в кісткових тканинах, включаючи м'язи, зв'язки та сухожилля. Вони розвиваються, коли ці зазвичай еластичні тканини замінюються нееластичними тканинами. Найчастішою причиною контрактур є іммобілізація. Конtraction є складною клінічною проблемою, оскільки характер травми часто не корелює зі ступенем функціонального порушення, що ускладнює прогнозування ризику розвитку патології. Вивчення причинних факторів контрактури на пацієнтах не може бути поширеною клінічною практикою з певних причин, пов'язаних як з етичною стороною проблеми, так і з відсутністю часового фактора спостереження. Моделі на тваринах дозволяють вивчати патогенез захворювання та оцінювати стратегії лікування. Тим не менш, не було розроблено жодної тваринної моделі для оцінки літкового суглоба, що необхідно для повного вивчення та розуміння клінічних проблем, характерних для цього складного суглоба. У роботі наведені основні методи моделювання іммобілізаційних контрактур на тваринах. Існує 2 основні підходи до моделювання контрактур суглобів — травматичний та нетравматичний. Травматичні, тобто хірургічні методи фіксації за допомогою спиць, крічків, пластинок тощо, дають надійну фіксацію, але часто супроводжуються ускладненнями у вигляді набряків, запалення, інфікування зони втручання, а також заважають чистоті експерименту, коли необхідно виключити ушкодження тканин навколо суглоба. Нетравматичні методи моделювання контрактур, тобто за допомогою виключно зовнішніх засобів фіксації, виключають деякі негативні впливи хірургічних методів, але супроводжуються недостатньою надійністю впродовж тривалого часу. Також зовнішня фіксація може викликати набряки, подразнення шкіри, інші негативні прояви. Обидва методи моделювання контрактур потребують постійного контролю в процесі проведення експерименту для нівелювання можливих ускладнень та запобігання їм.

Ключові слова: тваринна модель; іммобілізаційна контрактура

Конtraction — це хронічна втрата рухливості суглобів, викликана структурними змінами в кісткових тканинах, включаючи м'язи, зв'язки та сухожилля. Вони розвиваються, коли ці зазвичай еластичні тканини замінюються нееластичними тканинами. Це призводить до укорочення та затвердіння цих тканин, що зрештою викликає ригідність, деформацію суглоба та повну втрату руху навколо суглоба. Конtraction є остаточним загальним шляхом для багатьох станів. Найчастішою причиною контрактур є іммобілізація [32].

Термін «суглобові конtractionи» використовується для опису втрати пасивного діапазону рухів діартрозо-подібних суглобів, найбільш поширеного та рухомого типу суглобів. До діартрозних відносять суглоби кінцівок та хребта. Суглобові конtractionи визначаються як втрата діапазону рухів (ROM) і можуть впливати на

повсякденну діяльність, а також на якість життя [3, 9, 12, 26].

Суглобові конtractionи впливають на основні функції рухомих суглобів, обмежуючи рух та рухливість, що призводить до негативного впливу на основну повсякденну активність та здоровий спосіб життя [5].

Літковий суглоб анатомічно та біомеханічно один із найскладніших в організмі. Три окремі кістки утворюють складну взаємодію суглобів, що забезпечує точний та всебічний рух передпліччя та кисті. Через високий рівень природної конгруентності [8] літковий суглоб особливо схильний до тугоухомості після травматичного ушкодження [6]. Незначні зміни натягу зв'язок, анатомії кістки або конгруентності хряща можуть призвести до швидкого виникнення контрактури суглоба. Тугоухливість у літковому суглобі переноситься по-

гано; відносно незначна контрактура може призводити до великих функціональних недоліків у найпростішій повсякденній та професійній діяльності [14]. Незважаючи на клінічну значимість і високу частоту контрактур ліктьового суглоба, він є одним із найменш вивчених суглобів з усієї ортопедії.

Контрактура є складною клінічною проблемою, оскільки характер травми часто не корелює зі ступенем функціонального порушення, що ускладнює прогнозування ризику розвитку патології.

На жаль, вивчення причинних факторів контрактури на пацієнтах не може бути поширеною клінічною практикою з певних причин, пов'язаних як з етичною стороною проблеми, так і з відсутністю часового фактора спостереження.

Навпаки, моделі на тваринах дозволяють вивчати патогенез захворювання та оцінювати стратегії лікування. Тим не менш, не було розроблено жодної тваринної моделі для оцінки ліктьового суглоба, що необхідно для повного вивчення та розуміння клінічних проблем, характерних для цього складного суглоба. Попередні моделі на тваринах, що оцінюють контрактури в інших суглобах (тобто колінному), були зосереджені виключно на капсулі і не враховували внесок інших суглобових структур в обмеження рухливості суглоба. У багатьох дослідженнях було доведено, що процеси, які спостерігали при контрактурах в колінному суглобі, можна переносити і на процеси в ліктьовому [20]. Отже, розглянемо способи моделювання контрактур на тваринах, не прив'язуючись до конкретного суглоба.

Тваринні моделі контрактури суглобів можна поділити на травматичні, з фіксацією за допомогою хірургічних доступів, та нетравматичні, тобто із зовнішньою фіксацією [40].

Розглянемо основні принципи, які застосовуються при кожному типі фіксації кінцівок.

Моделі з хірургічною фіксацією кінцівки

Моделі з пластиковою пластиною та металевим гвинтом. Y. Nagiwa et al. [10] використовували дорослих самців щурів Sprague-Dawley. Дослідники вивчали еластичність тканин та структурні характеристики передньої та задньої синовіальних оболонок у моделі іммобілізованого коліна щура. Жорстка пластикова пластина, імплантована підшкірно, з'єднувала проксимальний відділ стегна і дистальний відділ великогомілкової кістки далеко від колінного суглоба і міцно утримувалася на місці одним металевим гвинтом на кожному кінці (рис. 1, а). Капсула колінного суглоба і сам суглоб залишилися недоторканими. Внутрішньосуглобові структури цієї моделі не ушкоджуються, гематоми не утворюються. Таким чином, при аналізі експериментальних результатів немає необхідності враховувати фіброз та спайки внутрішньосуглобових гематом. Фіксація є досить стабільною для тривалої іммобілізації. Недоліком цієї моделі може бути виникнення інфекції.

Дана модель є класичною, і її використовували багато дослідників для вивчення змін у тканинах суглобів, що виникають при іммобілізації. Так, Y. Sogi et al. [33] вивчали вплив крововиливу в суглоб у поєднанні з іммобілізацією суглоба на дегенерацію суглобового хряща моделі іммобілізованого колінного суглоба у щурів. A. Baranowski et al. [2] використовували дану модель для дослідження впливу лозартану та атривастатину на ранній розвиток контрактури суглобів, оцінювали зміну числа міофібробластів та розподіл кісткового сіалопротеїну. A. Kaneguchi et al. [18] застосували дану модель для вивчення ефекту протизапального лікування у ремобілізаційному періоді відновлення після іммобілізації суглобів у щурів. E. Chimoto et al. [7] та Y. Onada et al. [30] також використовували дорослих самців щурів Sprague-Dawley та аналогічну модель фіксації у своїх дослідженнях впливу капсули на обмеження діапазону рухів після іммобілізації та впливу внутрішньосуглобового крововиливу на суглобову капсулу іммобілізованих колінних суглобів відповідно.

Моделі з віддаленими кортикальними вікнами і свердлінням спицею Кіршнера. M. Hayashi et al. [11] використовували новозеландських білих кроликів зі зрілим скелетом в експерименті для вивчення здатності лікування стабілізатором тучних клітин після травми суглоба зменшувати молекулярні прояви фіброзу суглобової капсули. Для оголення стегнової кістки використовували один латеральний розріз стегна, а рухливу шкіру відтягували дистально, щоб оголити медіальну та латеральну частини дистального відділу стегнової кістки. Виконували медіальну та латеральну парапателарні артротомії, намагаючись не зачепити колатеральні зв'язки. За допомогою остеотома видаляли кортикальні вікна площею 5 мм² із позасуглобової частини медіального та латерального виростків стегна. Потім коліно іммобілізували при згинанні на 150° за допомогою спиці Кіршнера діаметром 1,6 мм, яку просвердлювали через великогомілкову кістку, проводили підшкірно позаду коліна і згинали навколо стегнової кістки (рис. 1, б). Їх результати показали, що фіброз суглобової капсули був значно вищим у групі з оперованою контрактуєю порівняно з неоперованою контрольною групою, а фіброз суглобової капсули в групі, що отримувала кетотифен, був значно меншим порівняно з групою з оперованою контрактуєю. Через видалення кісткового кортикального шару моделі формується травматичний внутрішньокапсульний гемартроз.

Даний метод фіксації колінного суглоба кролика став класичним і широко використовується дослідниками. Так, D. You et al. [37] використав дану модель для визначення можливого зв'язку між більш раннім часом початку лікування кетотифеном фумаратом та зменшенням посттравматичної контрактури суглобів. Y. Zhang et al. у низці своїх робіт використовували дану модель для вивчення впливу міграції макрофагів на регуляцію виникнення фіброзу суглобової капсули [38, 39].

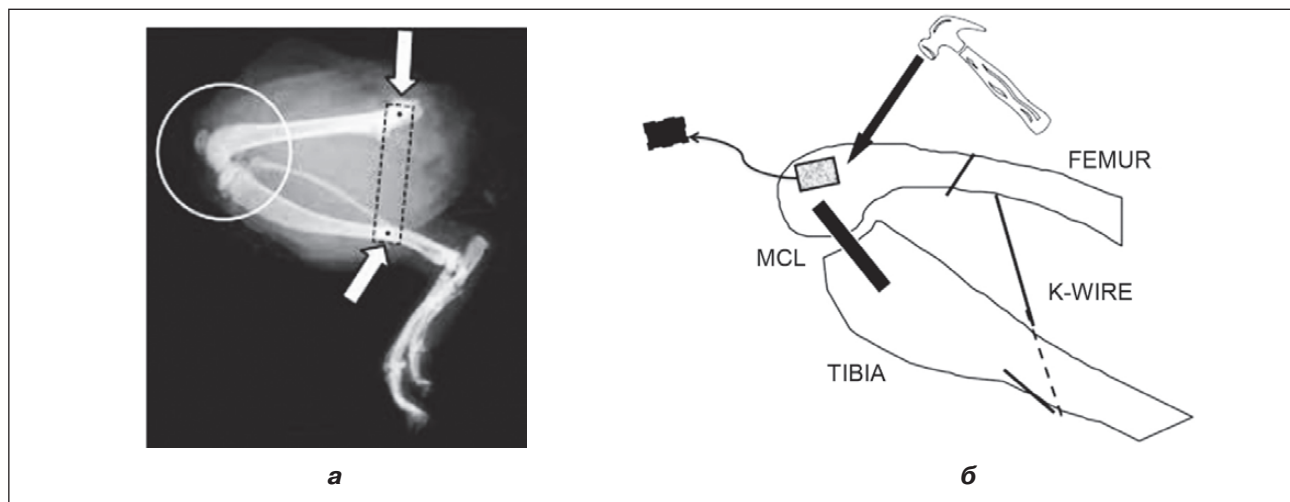


Рисунок 1. Хірургічні методи формування контрактур: а) модель з пластиковою пластиною та металевим гвинтом [10]; б) модель з віддаленими кортикальними вікнами і свердлінням спицею Кіршнера (адаптовано за Hildebrand et al. [13])

Модель з використанням дроту Кіршнера та смоли. М. Hayashi et al. [11] використовували в експерименті дорослих японських білих кроликів з метою вивчення ефективного методу профілактики контрактур. Для зовнішньої фіксації дві спиці Кіршнера діаметром 1,5 мм вводили у великий вертлюг стегнової кістки, ще одну — у дистальну частину великогомілкової кістки. Потім ці три спиці були з'єднані одна з одною спицею Кіршнера діаметром 1,8 мм з використанням стоматологічної пластмаси, фіксуючи їх зовні, щоб утримувати коліно при згинанні під кутом 45° . М. Nagai та співавт. [24] використовували аналогічний метод для фіксації згинання колінного суглоба приблизно на $(140 \pm 5)^\circ$ у самців щурів Wistar для вивчення внеску біартикулярних міогенних компонентів в обмеження діапазону рухів після іммобілізації колінного суглоба щура (рис. 2). У цій моделі не ушкоджуються внутрішньосуглобові структури, а кут згинання легко контролюється.

Дана модель часто використовується в дослідженнях щодо формування, лікування та вивчення змін у тканинах суглобів [1, 16, 17, 28, 34, 36].

Останніми роками для мінімізації травматичності при хірургічних втручаннях була розроблена міні-інвазивна технологія армування контрактур у дрібних тварин. S. Jiang et al. [15] об'єднали метод поділу м'язових проміжків з мінірозрізами під час хірургічної процедури. Через два мінірозрізи шкіри на латеральній поверхні стегна та гомілки було виконано поділ м'язових проміжків для оголення поверхні кістки. Колінний суглоб щура поступово іммобілізували за допомогою попередньо сконструйованої внутрішньої фіксації при згинанні коліна приблизно на 135° без втручання в основні нерви або кровоносні судини. Правильність встановлення системи підтверджували рентгенографічним або мікро-КТ-аналізом (рис. 3).

Для вивчення контрактур, спричинених виключно іммобілізацією при ушкодженнях без ура-

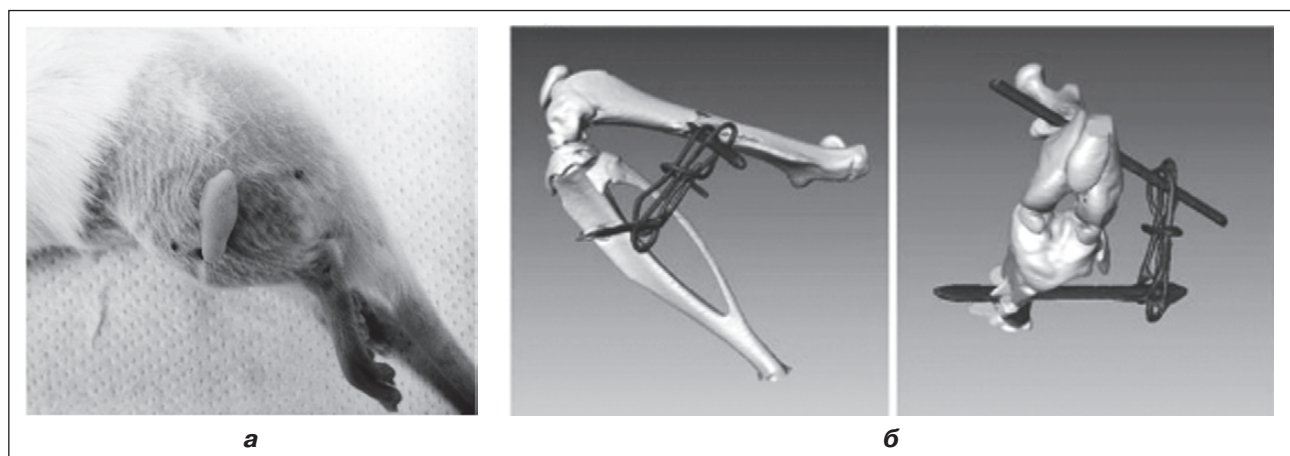


Рисунок 2. Колінний суглоб щура, іммобілізований зовнішнім згинанням за допомогою дроту та смоли [24]: а) вигляд збоку; б) мікрокомп'ютерна томографія кістки та дротів збоку та спереду

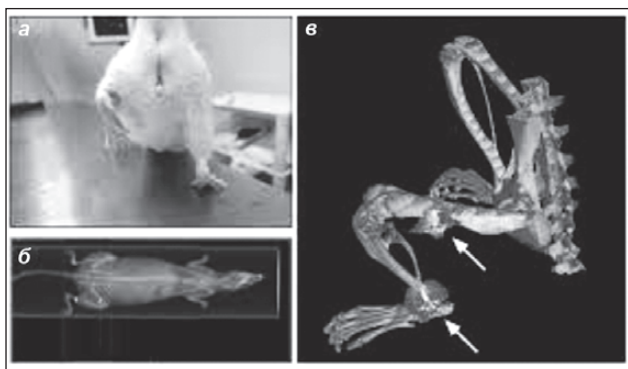


Рисунок 3. Мініінвазивна методика внутрішньої фіксації для вивчення контрактури згинання [15]



Рисунок 4. Моделювання контрактури розгинання коліна гіпсовою шиною

ження структур суглоба, важливі нетравматичні моделі. Розглянемо деякі з них, які стали загально-визнаними.

Моделі із зовнішньою фіксацією

Модель з гіпсовою пов'язкою. М. Okita et al. [28] та J. Nakano et al. [25] гіпсовими пов'язками фіксували білатеральні гомілковостопні суглоби щурів у повному згинанні, S. Kojima et al. [19] за допомогою гіпсових пов'язок моделювали контрактури колінних суглобів щурів. У всіх експериментах використовували щурів-самців Wistar.

Гіпсові пов'язки накладали від тазового поясу до гомілковостопного суглоба з максимальним розгинанням у тазостегновому суглобі, максимальним згинанням у колінному суглобі та максимальним підшовним згинанням у гомілковостопному суглобі. Ділянку гіпсування оголювали від дистального відділу кісточки до стопи, щоб переконатися у відсутності набряку та гіперемії. Імобілізація гіпсом — проста і клінічно широко застосовувана методика. Тим не менш, цей метод має низку ускладнюючих факторів одночасно: складно контролювати рівень герметичності, якщо фіксувати гіпс надто туго, набряк у дистальному кінці іммобілізованого сегмента може викликати остеофасціальний компартмент-синдром; при слабкому гіпсуванні підтримувати модель буде непросто. Крім того, велика маса гіпсу ускладнює пересування тварини.

Незважаючи на деякі недоліки цієї моделі, вона доволі часто використовується в експериментах. А. Kameguchi et al. [16] вивчали вплив ходьби на біговій доріжці під час ремобілізації на діапазон рухів (ROM) та гістопатологію у колінних суглобах щурів, які були іммобілізовані протягом 3 тижнів у зігнутому положенні за допомогою гіпсової пов'язки.

Y. Zhou et al. [41] використовували гіпсування для моделювання розгинальної контрактури на кроликах (рис. 4).

Популярність даної моделі контрактур пов'язана у першу чергу з відносно легким застосуванням та низькою ціною.

Модель із застосуванням дерев'яної шини. R. Okazaki et al. [27] для фіксації нижньої кінцівки кролика у повністю розігнутому положенні від проксимального відділу стегна до дистального кінця прив'язали кінцівку скловолоконною стрічкою до прямої дерев'яної шини. Цей метод іммобілізації простий у виконанні, але може бути нестабільним, і його складно обслуговувати протягом тривалого часу.

Модель має багато модифікацій, у яких як шини використовують різні матеріали — пластик, металеві пластини з фіксаторами тощо. Але через специфіку фіксації у розігнутому положенні використовуються нечасто.

Модель із застосуванням сталеві сітки та футболки. P.C. Benedini-Elias et al. [4] використовували спеціальний пристрій для іммобілізації з легким матеріалом. Пристрій ділиться на дві частини: нижню і верхню. Нижня частина, розділена на передній і задній відділи, виготовлена із сітки з нержавіючої сталі, покритої скотчем. Нижня частина з'єднується скобами з верхньою частиною, яка схожа на футболку з тканини віскокри (рис. 5). Для підтримки якості та положення пристрою навколо живота тварини між сорочкою та сіткою з нержавіючої сталі закріплюється стрічка. Крім того, на верхніх частинах обох плечей були розміщені дві смужки 0,5 см, які виконували роль підтяжок. Переваги цього пристрою полягають у легкому матеріалі та низькій вартості, але він може бути недостатньо стабільним для тривалої іммобілізації.

Продовженням теми зовнішніх жорстких систем фіксації можна вважати низку розробок, оснований на сучасних технологіях.

L.K. Moore et al. [23] на основі зліпків розробили ортези-розкладачки, надруковані на 3D-принтері. За допомогою цієї модельної системи можливо генерувати як оборотні, так і необоротні контрактури колінного та гомілковостопного суглобів (рис. 6).

Цікавою виявилася модель, розроблена дослідниками Університету Вашингтона S.P. Lake et al. [20]. Була зроблена модель посттравматичної контрактури ліктьового суглоба на тваринах, оцінено потенціал моделі для вивчення етіології тугорухливості

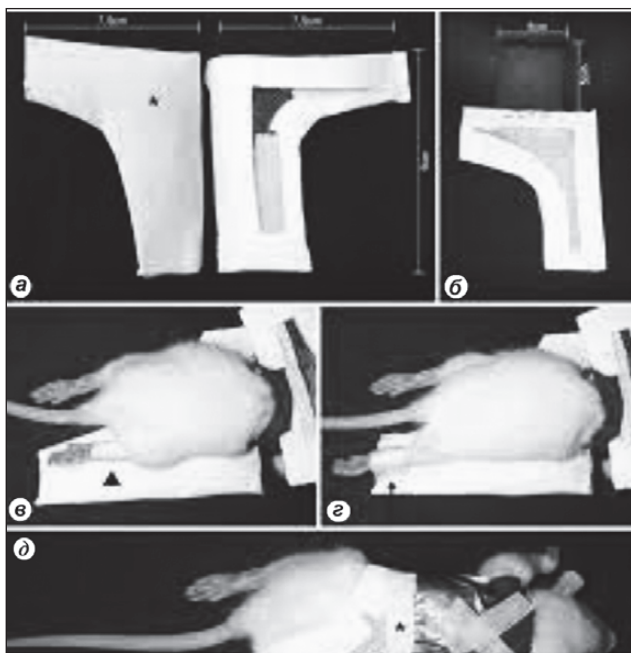


Рисунок 5. Моделювання контрактур суглобів за допомогою жорсткого сітчастого ортезу [4]

суглобів та лікування травм ліктьового суглоба. З огляду на значну кількість посилань (94 посилання на момент написання цього аналізу) можна вважати, що авторам вдалося розробити достатньо вдалу та обґрунтовану модель для вивчення посттравматичних контрактур.

Найбільш важливими характеристиками моделі, яка б максимально відповідала ліктю людини, було визнано такі: 1) функціональний діапазон рухів (ROM) суглоба; 2) анатомічна схожість кісткової архітектури та м'яких тканин; 3) хапальне використання верхніх кінцівок. Важливими критеріями були ліктьові суглоби з окремими променевою і ліктьовою кістками, три різних суглобових зчленування (променево-ліктьове, плече-ліктьове, плече-променево), пронація/супінація на додаток до згинання/розгинання, наявність капсульної тканини і здатність використовувати кінцівку в довільному положенні. Після тривалих пошуків та консультацій для моделі був обраний щур Long-Evans. Загальний аналіз передньої кінцівки та

аналіз зображень з використанням КТ показали анатомічну схожість кісток, зчленувань та м'яких тканин (рис. 7). Одним з найважливіших факторів була здатність пронувати і зупинити передпліччя, що відрізняє щурів Long-Evans від інших порід, включаючи щурів Sprague-Dawley та Wistar (інші щури, які часто використовуються для досліджень). Щури Long-Evans мають пронацію близько 90° та супінацію близько 60°, вони регулярно супінують під час годування, пронують під час дотягування та обертаються при інших діях у клітці [31, 35]. У той час як всі досліджувані тварини демонстрували згинання/розгинання, здатність до пронації/супінації зустрічалася набагато рідше. Оскільки рух як при згинанні/розгинанні, так і при пронації/супінації життєво важливий для повноцінного використання ліктьового суглоба у людей, обрана тварина мала бути здатною до обох.

У даному експерименті автори ушкоджували капсулу суглоба, це відповідало меті їх дослідження. Але саме нас цікавить метод мобілізації передньої кінцівки. Він полягав у наступному.

Шматок трубчастої еластичної сітки (Nich Marketers Inc., Gulf Breeze, FL) відрізали до 3 дюймів і поміщали навколо верхньої частини тулуба кожного щура (рис. 8, а). Отвір для доступу був вирізаний у правій частині сітки, щоб можна було використовувати неушкоджену праву кінцівку без обмежень. Шматок пов'язки Vetrap, що самоклеїться, розміром 5 × 50 см тричі обгортали навколо однієї і тієї ж частини тулуба, послідовно вирізуючи отвори для доступу, щоб права кінцівка не сковувалася (рис. 8, б). Композитна пов'язка була ретельно стиснута та обрізана, щоб забезпечити постійну іммобілізацію та звести до мінімуму дискомфорт. Якщо були очевидні ознаки дистресу або якщо пов'язка ослабла або забруднилася, тварин анестезували ізофлураном і замінювали пов'язки. Якщо симптоми зберігалися, тварин залишали розбінтованими та уважно спостерігали протягом 24–48 годин, перш ніж повторно накладати іммобілізаційні пов'язки. Кожного разу, коли тварин перев'язували, будь-які виразки або порізи обробляли порошком/кремом з антибіотиком (нітрофуразон, сульфадіазин срібла) та/або антисептичним кремом. Іммобілізаційні пов'язки замінювалися раз на два тижні.



Рисунок 6. Ортези-розкладачки, виготовлені за допомогою 3D-друку [23]

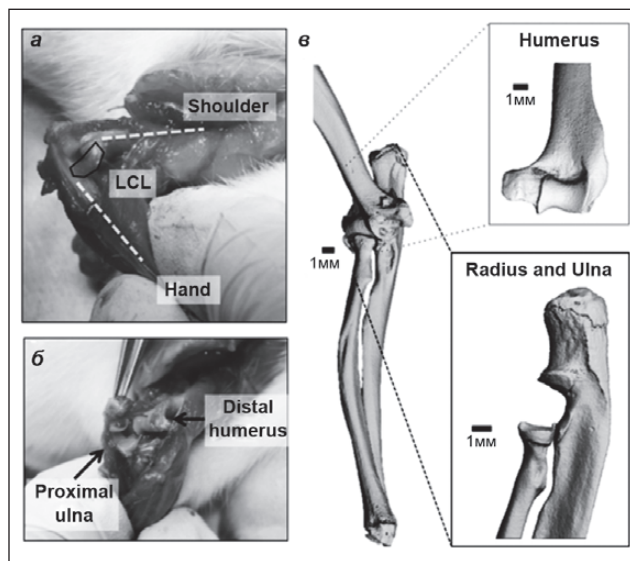


Рисунок 7. Анатомічні збіги ліктя у щурів, включаючи: а) латерально-колатеральну зв'язку (обведена чорною лінією) і б) плече-ліктьовий суглоб; с) зображення μ -КТ показують розмір і форму кісток на передній кінцівці щура (вставки: вид ззаду плечової кістки та медіальний вигляд променевої та ліктьової кісток)

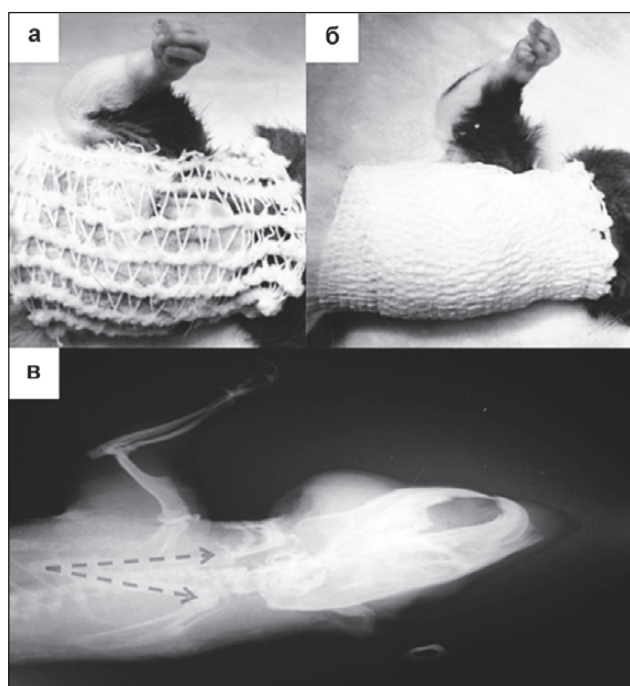


Рисунок 8. Мобілізація передньої кінцівки щура: а, б) трубчаста еластична сітка була поміщена навколо тулуба кожної тварини з наступним бинтуванням Vetrap для забезпечення односторонньої іммобілізації ліктя; в) було зроблено бічні рентгенограми для вимірювання кута згинання кожної іммобілізованої кінцівки

Відмітимо, що ця методика зовнішньої іммобілізації є найбільш прийнятною та легкою у використанні, отже, може бути застосована як при хірургічних доступах з наступною іммобілізацією, так і без травматичних ушкоджень.

Висновки

У роботі ми намагалися освітити основні методи моделювання іммобілізаційних контрактур на тваринах. За даними літературних джерел визначили, що існує 2 основні підходи моделювання контрактур суглобів — травматичний та нетравматичний. Травматичні, тобто хірургічні методи фіксації за допомогою спиць, крічків, пластинок тощо забезпечують надійну фіксацію, але часто супроводжуються ускладненнями у вигляді набряків, запалення, інфікування зони втручання, а також заважають чистоті експерименту, коли необхідно виключити ушкодження тканин навколо суглоба.

Нетравматичні методи моделювання контрактур, тобто за допомогою виключно зовнішніх засобів фіксації, виключають деякі негативні впливи хірургічних методів, але супроводжуються недостатньою надійністю впродовж тривалого часу. Також зовнішня фіксація може викликати набряки, подразнення шкіри, інші негативні прояви.

Обидва методи моделювання контрактур потребують постійного контролю в процесі проведення експерименту для нівелювання можливих ускладнень та запобігання їм.

Таким чином, можна дійти висновку, що дійсно існує багато методів моделювання контрактур суглобів у тварин, у тому числі доволі екзотичних. Але це тільки дає поштовх для подальшого пошуку методів моделювання контрактур.

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

Список літератури

1. Baranowski A., Schlemmer L., Förster K., Mattyasovszky S.G., Ritz U., Wagner D., Rommens P.M., Hofmann A. A novel rat model of stable posttraumatic joint stiffness of the knee. *J. Orthop. Surg. Res.* 2018. 13(1). 185. doi: 10.1186/s13018-018-0894-y.
2. Baranowski A., Schlemmer L., Förster K., Slotina E., Mickan T., Truffel S., Klein A., Mattyasovszky S.G., Hofmann A., Ritz U., Rommens P.M. Effects of losartan and atorvastatin on the development of early posttraumatic joint stiffness in a rat model. *Drug Des. Devel. Ther.* 2019. 13. 2603-2618. doi: 10.2147/DDDT.S204135.
3. Bartoszek G., Fischer U., Grill E., Muller M., Nadolny S., Meyer G. Impact of joint contracture on older persons in a geriatric setting: A cross-sectional study. *Z. Gerontol. Geriatr.* 2015. 48. 625-632. doi: 10.1007/s00391-015-0895-y.
4. Benedini-Elias P.C., Morgan M.C., Gomes A.R., Mattiello-Sverzut A.C. Changes in postnatal skeletal muscle development induced by alternative immobilization model in female rat. *Anat. Sci. Int.* 2009. 84(3). 218-225. doi: 10.1007/s12565-009-0016-3.

5. Campbell M., Dudek N., Trudel G. *Essentials of Physical Medicine and Rehabilitation: Musculoskeletal Disorders, Pain, and Rehabilitation*. Philadelphia, Pa, USA: Elsevier Saunders; 2014. Joint contractures; pp. 651-655.
6. Charalambous C.P., Morrey B.F. Posttraumatic elbow stiffness. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2012. 94(15). 1428-37. doi: 10.2106/JBJS.K.00711.
7. Chimoto E., Hagiwara Y., Ando A., Itoi E. Progression of an arthrogenic motion restriction after immobilization in a rat experimental knee model. *Ups. J. Med. Sci.* 2007. 112(3). 347-55. doi: 10.3109/2000-1967-207.
8. Cohen M.S., Schimmel D.R., Masuda K., Hastings H. 2nd, Muehleman C. Structural and biochemical evaluation of the elbow capsule after trauma. *J. Shoulder Elbow Surg.* 2007. 16(4). 484-90. doi: 10.1016/j.jse.2006.06.018.
9. Engstrand C., Krevers B., Nylander G., Kvist J. Hand function and quality of life before and after fasciectomy for Dupuytren contracture. *J. Hand Surg. Am.* 2014. 39. 1333-1343. doi: 10.1016/j.jhsa.2014.04.029.
10. Hagiwara Y., Saijo Y., Chimoto E., Akita H., Sasano Y., Matsumoto F., Kokubun S. Increased elasticity of capsule after immobilization in a rat knee experimental model assessed by scanning acoustic microscopy. *Ups. J. Med. Sci.* 2006. 111(3). 303-13. doi: 10.3109/2000-1967-054.
11. Hayashi M., Sekiya H., Takatoku K., Kariya Y., Hoshino Y. Experimental model of knee contracture in extension: its prevention using a sheet made from hyaluronic acid and carboxymethylcellulose. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 2004. 12(6). 545-51. doi: 10.1007/s00167-004-0512-x.
12. Heise M., Müller M., Fischer U., Grill E. Quality of life in older individuals with joint contractures in geriatric care settings. *Qual Life Res.* 2016. 25. 2269-2281. doi: 10.1007/s11136-016-1262-1.
13. Hildebrand K.A., Sutherland C., Zhang M. Rabbit knee model of post-traumatic joint contractures: the long-term natural history of motion loss and myofibroblasts. *J. Orthop. Res.* 2004. 22(2). 313-20. doi: 10.1016/j.orthres.
14. Jawa A., Jupiter J.B., and Ring D., eds. *Pathogenesis and classification of elbow stiffness. Operative elbow surgery*, ed. D. Stanley and I. Trail. 2012, Elsevier.
15. Jiang S., Yi X., Luo Y., Yu D., Liu Y., Zhang F., Zhu L., Wang K. A Mini-Invasive Internal Fixation Technique for Studying Immobilization-Induced Knee Flexion Contracture in Rats. *J. Vis. Exp.* 2019 May 20. 147. doi: 10.3791/59260.
16. Kaneguchi A., Ozawa J., Minamimoto K., Yamaoka K. Active exercise on immobilization-induced contractured rat knees develops arthrogenic joint contracture with pathological changes. *J. Appl. Physiol.* 2018. 124(2). 291-301. doi: 10.1152/jappphysiol.00438.2017.
17. Kaneguchi A., Ozawa J., Minamimoto K., Yamaoka K. Morphological and biomechanical adaptations of skeletal muscle in the recovery phase after immobilization in a rat. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*. 2020 May. 75. 104992. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2020.104992.
18. Kaneguchi A., Ozawa J., Yamaoka K. Anti-inflammatory Drug Dexamethasone Treatment During the Remobilization Period Improves Range of Motion in a Rat Knee Model of Joint Contracture. *Inflammation*. 2018 Aug. 41(4). 1409-1423. doi: 10.1007/s10753-018-0788-5.
19. Kojima S., Hosono M., Watanabe M., Matsuzaki T., Hibi-no I., Sasaki K. Experimental joint immobilization and remobilization in the rats. *J. Phys. Ther. Sci.* 2014. 26(6). 865-71. doi: 10.1589/jpts.26.865.
20. Lake S.P., Castile R.M., Borinsky S., Dunham C.L., Havlioglu N., Galatz L.M. Development and use of an animal model to study post-traumatic stiffness and contracture of the elbow. *J. Orthop. Res.* 2016. 34(2). 354-64. doi: 10.1002/jor.22981.
21. Monument M.J., Hart D.A., Befus A.D., Salo P.T., Zhang M., Hildebrand K.A. The mast cell stabilizer ketotifen reduces joint capsule fibrosis in a rabbit model of post-traumatic joint contractures. *Inflamm. Res.* 2012. 61(4). 285-92. doi: 10.1007/s00011-011-0409-3.
22. Monument M.J., Hart D.A., Salo P.T., Befus A.D., Hildebrand K.A. Posttraumatic elbow contractures: targeting neuroinflammatory fibrogenic mechanisms. *J. Orthop. Sci.* 2013. 18(6). 869-77. doi: 10.1007/s00776-013-0447-5.
23. Moore L.K., Lee C.S., Agha O., Liu M., Zhang H., Dang A.B.C., Dang A., Liu X., Feeley B.T. A novel mouse model of hindlimb joint contracture with 3D-printed casts. *J. Orthop. Res.* 2022 Mar 10. doi: 10.1002/jor.25313.
24. Nagai M., Aoyama T., Ito A., Iijima H., Yamaguchi S., Tajino J., Zhang X., Akiyama H., Kuroki H. Contributions of biarticular myogenic components to the limitation of the range of motion after immobilization of rat knee joint. *BMC Musculoskelet Disord.* 2014. 15. 224. doi: 10.1186/1471-2474-15-224.
25. Nakano J., Sekino Y., Hamaue Y., Sakamoto J., Yoshimura T., Origuchi T., Okita M. Changes in hind paw epidermal thickness, peripheral nerve distribution and mechanical sensitivity after immobilization in rats. *Physiol. Res.* 2012. 61(6). 643-7. doi: 10.33549/physiolres.932362.
26. Niedzielski L.S., Chapman M.T. Changes in burn scar contracture: utilization of a severity scale and predictor of return to duty for service members. *J. Burn Care Res.* 2015. 36. e212-219. doi: 10.1097/BCR.0000000000000148.
27. Okazaki R., Sakai A., Uezono Y., Ootsuyama A., Kunugita N., Nakamura T., Norimura T. Sequential changes in transforming growth factor (TGF)-beta1 concentration in synovial fluid and mRNA expression of TGF-beta1 receptors in chondrocytes after immobilization of rabbit knees. *J. Bone Miner. Metab.* 2001. 19(4). 228-35. doi: 10.1007/s007740170025.
28. Okita M., Nakano J., Kataoka H., Sakamoto J., Origuchi T., Yoshimura T. Effects of therapeutic ultrasound on joint mobility and collagen fibril arrangement in the endomysium of immobilized rat soleus muscle. *Ultrasound Med. Biol.* 2009. 35(2). 237-44. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2008.09.001.
29. Okita M., Yoshimura T., Nakano J., Motomura M., Eguchi K. Effects of reduced joint mobility on sarcomere length, collagen fibril arrangement in the endomysium, and hyaluronan in rat soleus muscle. *J. Muscle Res. Cell Motil.* 2004. 25(2). 159-66. doi: 10.1023/b:jure.0000035851.12800.39.
30. Onoda Y., Hagiwara Y., Ando A., Watanabe T., Chimoto E., Suda H., Yabe Y., Saijo Y., Itoi E. Joint haemorrhage partly accelerated immobilization-induced synovial adhesions and capsular shortening in rats. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 2014. 22(11). 2874-83. doi: 10.1007/s00167-013-2659-9.

31. Sacrey L.A., Alaverdashvili M., Whishaw I.Q. Similar hand shaping in reaching-for-food (skilled reaching) in rats and humans provides evidence of homology in release, collection, and manipulation movements. *Behav. Brain Res.* 2009. 204(1). 153–61. doi: 10.1016/j.bbr.2009.05.035.
32. Seidel B.J., Chang L., Lau T.M. Contractures. Originally published: September 20, 2014. Last updated: July 30, 2020. <https://now.aapmr.org/contractures/#references>.
33. Sogi Y., Yabe Y., Hagiwara Y., Tsuchiya M., Onoda Y., Sekiguchi T., Itaya N., Yoshida S., Yano T., Suzuki K., Onoki T., Itoi E. Joint hemorrhage accelerates cartilage degeneration in a rat immobilized knee model. *BMC Musculoskelet Disord.* 2020. 21(1). 761. doi: 10.1186/s12891-020-03795-0.
34. Trudel G., Uthoff H.K. Contractures secondary to immobility: is the restriction articular or muscular? An experimental longitudinal study in the rat knee. *Arch Phys. Med. Rehabil.* 2000. 81(1). 6–13. doi: 10.1016/s0003-9993(00)90213-2.
35. Whishaw I.Q., Gorny B., Foroud A., Kleim J.A. Long-Evans and Sprague-Dawley rats have similar skilled reaching success and limb representations in motor cortex but different movements: some cautionary insights into the selection of rat strains for neurobiological motor research. *Behav. Brain Res.* 2003. 145(1–2). 221–32. doi: 10.1016/s0166-4328(03)00143-8.
36. Wong K., Trudel G., Laneuville O. Intra-articular collagenase injection increases range of motion in a rat knee flexion contracture model. *Drug Des. Devel. Ther.* 2017. 12. 15–24. doi: 10.2147/DDDT.S144602.
37. You D., Maarouf N., Hildebrand K., Soo A., Schneider P. An in vivo rabbit joint injury model to measure trauma-induced coagulopathy and the effect of timing of administration of ketotifen fumarate on posttraumatic joint contracture. *OTA Int.* 2022. 5(1 Suppl). e177. doi: 10.1097/O19.000000000000177.
38. Zhang Y., Liu Z., Wang K., Lu S., Fan S., Xu L., Cai B. Macrophage migration inhibitory factor regulates joint capsule fibrosis by promoting TGF- β 1 production in fibroblasts. *Int. J. Biol. Sci.* 2021. 17(7). 1837–1850. doi: 10.7150/ijbs.57025.
39. Zhang Y., Lu S., Fan S., Xu L., Jiang X., Wang K., Cai B. Macrophage migration inhibitory factor activates the inflammatory response in joint capsule fibroblasts following post-traumatic joint contracture. *Aging (Albany NY).* 2021. 13(4). 5804–5823. doi: 10.18632/aging.202505.
40. Zhou Y., Zhang Q.B., Zhong H.Z., Liu Y., Jing J.H., Wu J.X. Research progress on animal model of joint contracture. *Austin Surg. Case Rep.* 2016. 1(02). 1006.
41. Zhou Y., Zhang Q.B., Zhong H.Z., Liu Y., Li J., Lv H., Jing J.H. Rabbit Model of Extending Knee Joint Contracture: Progression of Joint Motion Restriction and Subsequent Joint Capsule Changes after Immobilization. *J. Knee Surg.* 2020. 33(1). 15–21. doi: 10.1055/s-0038-1676502.

Отримано/Received 25.03.2022

Рецензовано/Revised 02.04.2022

Прийнято до друку/Accepted 10.04.2022 ■

Information about authors

Volodymyr Fischenko, MD, PhD, Professor, Head of the Department of traumatology and orthopedics, National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsya, Ukraine; e-mail: vafischenko@yandex.ua; <https://orcid.org/0000-0001-9811-7861>

Ayham Adli Mohammad Khasawneh, postgraduate student at the Department of traumatology and orthopedics, National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsya, Ukraine; e-mail: dr.aiham.k@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-2586-6260>

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 their manuscript.

V.O. Fishchenko, Ayham Khasawneh
National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsya, Ukraine

Animal models of immobilization contractures. Overview of methods and trends

Abstract. Contractures are chronic loss of joint mobility caused by structural changes in bone tissue, including muscles, ligaments and tendons. They develop when these normally elastic tissues are replaced by inelastic tissues. The most common cause of contractures is immobilization. Contracture is a complex clinical problem because the nature of the injury often does not correlate with the degree of functional impairment, which makes it difficult to predict the risk of pathology. The study of the causative factors of contracture in patients may not be a common clinical practice for certain reasons, both related to the ethical side of the problem and the lack of time factor of observation. Animal models allow to study the pathogenesis of the disease and allow to evaluate treatment strategies. However, no animal model has been developed to assess the elbow joint, which is necessary to fully study and understand the clinical problems associated with this complex joint. The paper presents the main methods of

modeling immobilization contractures in animals. There are 2 main approaches to modeling joint contractures — traumatic and non-traumatic. Traumatic, is surgical methods of fixation with needles, hooks, plates, etc. give a reliable fixation, but are often accompanied by complications such as edema, inflammation, infection of the area of intervention, as well as interfere with the purity of the experiment, when it is necessary to exclude tissue damage around the joint. Non-traumatic methods of modeling contractures, is with the help of exclusively external means of fixation exclude some of the negative effects of surgical methods, but are accompanied by insufficient reliability for a long time. Also, external fixation can cause swelling, skin irritation and other negative manifestations. Both methods of modeling contractures require constant monitoring during the experiment to level and prevent possible complications.

Keywords: animal model; immobilization contracture

Нехлопочин О.С.¹, Вороді М.В.^{1,2}, Чешук Є.В.^{1,2}¹ДУ «Інститут нейрохірургії ім. акад. А.П. Ромоданова НАМН України», м. Київ, Україна²Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, м. Київ, Україна

Можливості AOSpine Thoracolumbar Spine Injury Classification System у визначенні тактики лікування травматичних ушкоджень груднопоперекового переходу (огляд літератури)

Резюме. Анатомічні особливості груднопоперекового переходу визначають значну схильність цієї зони до травматичних ушкоджень. Тактика лікування ушкоджень груднопоперекового переходу досить суперечлива. Запропоновано велику кількість методів, які демонструють ефективність при тих чи інших видах ушкоджень. Однак єдиної концепції, що визначає конкретний метод лікування для певного комплексу патоморфологічних змін, не сформовано. Тенденцією останніх десятиріч є розробка і активне впровадження у клінічну практику тактикоорієнтованих класифікацій травматичних ушкоджень певного відділу хребта, які враховують низку різномірних чинників та надають клініцисту більш-менш чітку схему лікувальних заходів. Щодо груднопоперекового переходу такою класифікацією є AOSpine Thoracolumbar Spine Injury Classification System. Схему розроблено для характеристики ушкодження грудного та поперекового відділів хребта, але особливості груднопоперекового переходу, як і в раніше запропонованих класифікаціях, не взяті до уваги. Класифікація ґрунтується на оцінці трьох базових критеріїв (морфологічна характеристика перелому, неврологічний статус постраждалого та уточнюючі клінічні модифікатори). Ієрархія розподілу типів травматичних ушкоджень відповідає зростанню ступеня тяжкості. Виділяють три основні типи ушкодження: компресійні травми, неспроможність заднього чи переднього зв'язкового комплексу, ушкодження, що супроводжується зміщенням у будь-якій площині. В огляді наведено детальну характеристику всіх варіантів ушкоджень. Автори AOSpine Thoracolumbar Spine Injury Classification System намагалися створити досить просту, універсальну і добре відтворювану класифікацію для відображення основних хірургічних переваг та визначення найраціональнішого підходу до лікування. Установлено, що, незважаючи на високу відтворюваність результатів, аналізована класифікація фактично є описовим інструментом без визначення будь-якої тактики для конкретного випадку. Як інструмент кількісної оцінки ступеня тяжкості травми розглянуто шкалу тяжкості ушкоджень груднопоперекового відділу хребта, що ґрунтується на класифікації АО. Шкала на підставі суми балів, що характеризує певне ушкодження, дає змогу зробити вибір на користь хірургічного або консервативного лікування. Як найдетальніший алгоритм терапії ушкоджень груднопоперекового відділу хребта розглянуто схему, запропоновану спінальною секцією Німецького товариства з ортопедії і травми. Алгоритм ґрунтується на AOSpine Thoracolumbar Spine Injury Classification System, але використано також низку морфологічних модифікаторів, що дало змогу адекватно визначити найоптимальніший метод лікування певного типу ушкодження.

Ключові слова: груднопоперековий перехід; травматичне ушкодження; класифікація; AOSpine

Вступ

Анатомічні особливості грудопоперекового переходу зумовлюють значну схильність цієї зони до травматичних ушкоджень [1, 2]. Так, кіфоз грудного відділу хребта, який, за даними різних досліджень, становить від 20 до 50°, визначає розташування осі стискального навантаження наперед від тіл хребців. При цьому ребра і мускулатура грудної клітки певною мірою є амортизаційними чинниками, що перешкоджають позамежному навантаженню тіл у діапазоні фізіологічних навантажень. Крім того, орієнтація фасеткових суглобів у коронарній проекції досить жорстко обмежує згинання та розгинання. З іншого боку, поперековий лордоз, що становить 40–70°, зумовлює зміщення осі навантаження дозад через тіла хребців на задній опорний комплекс. При цьому значно більші тіла хребців і сагітально орієнтовані фасеткові суглоби більш адаптовані до осевого навантаження [3]. Перехід від морфологічних особливостей грудного відділу хребта до поперекового відбувається у відносно невеликій зоні — Th11-L2, за даними деяких авторів, T10-L2, де грудна клітка вже не виявляє стабілізуючого ефекту, а лордоз ще не сформований, що пояснює високу відносну частоту травматичних ушкоджень [4].

Тактика лікування ушкоджень грудопоперекового переходу досить суперечлива. Запропоновано велику кількість методів, які демонструють ефективність при тих чи інших видах ушкоджень. Однак єдиної концепції, що визначає конкретний метод лікування для певного комплексу патоморфологічних змін, не сформовано. Тенденцією останніх десятиріч є розробка і активне впровадження у клінічну практику тактикоорієнтованих класифікацій травматичних ушкоджень певного відділу хребта, які враховують низку різнорідних чинників та надають клініцисту більш-менш чітку схему лікувальних заходів [5]. Щодо грудопоперекового переходу такою класифікацією є AOSpine Thoracolumbar Spine Injury Classification System (AOSpineTLSICS), запропонована Alexander R. Vaccaro та співавт. у 2013 р. [6]. Схему розроблено для характеристики ушкодження грудного та поперекового відділів хребта, але особливості грудопоперекового переходу, як і в раніше запропонованих класифікаціях, не взяті до уваги. В огляді розглянуто основні принципи побудови AOSpineTLSICS, а також рекомендовані на підставі класифікаційних категорій методи лікування.

AOSpine Thoracolumbar Spine Injury Classification System

Класифікація, що ґрунтується на аналізі понад 750 випадків травматичних ушкоджень грудопоперекового відділу хребта, призначена для заміни досить складної та деталізованої схеми F. Magerl і співавт., розглянутої нами раніше [7]. Крім того, при розробці класифікації враховано досвід використання Thoracolumbar Injury Classification System (TLICS), основними критеріями якої є морфологія ушкоджен-

ня тіла хребця, збереження заднього лігаментозного комплексу та неврологічний статус [8]. Фактично компіляція спрощеної морфології з класифікації F. Magerl і співавт. та критеріїв TLICS лежить в основі AOSpineTLSICS.

Основним завданням авторів була розробка досить простої, універсальної та добре відтворюваної класифікації з метою відображення основних хірургічних уподобань та визначення найоптимальнішого підходу до лікування [6]. Класифікація ґрунтується на оцінці трьох базових критеріїв (морфологічна характеристика перелому, неврологічний статус постраждалого та уточнюючі клінічні модифікатори).

Морфологічна класифікація

Подібно до системи F. Magerl і співавт. ієрархія розподілу типів травматичних ушкоджень відповідає зростанню ступеня тяжкості. Автори виділяють три основні типи ушкоджень:

- тип А: компресійні травми;
- тип В: неспроможність заднього або переднього зв'язкового комплексу без ознак грубого зміщення;
- тип С: ушкодження всіх елементів, що супроводжується вивихом або зміщенням у будь-якій площині, або повне ушкодження диско-зв'язкового апарату без зміщення.

Травми типу А: компресійні ушкодження тіла хребця

До типу А відносять ушкодження елементів переднього опорного комплексу (тіло хребця та/або міжхребцевий диск). Вони характеризуються широким спектром травматичних змін тіла хребця — від незначної клиноподібної деформації до багатоосколкових вибухових переломів. Переломи типу А є найпоширенішою травматичною патологією грудопоперекового переходу. Базовим діагностичним критерієм є відсутність зсувів у будь-якій площині та відсутність значущих ушкоджень переднього і заднього зв'язкового апарату хребетно-рухового сегмента (ХРС). Крім того, до типу А віднесено клінічно незначущі ушкодження заднього опорного комплексу, наприклад переломи поперечних або остистого відростка. Травми поділяють на 5 підтипів:

- підтип А0 характеризується або повною відсутністю кістково-травматичних змін, або клінічно незначущими переломами остистих чи поперечних відростків (рис. 1А, Е). Травми не пов'язані з порушенням механічної стабільності і зазвичай не супроводжуються неврологічними порушеннями;
- підтип А1 характеризується клиноподібними компресійними травматичними змінами тіла хребця, при цьому спостерігається ушкодження лише однієї замикальної пластинки (верхньої чи нижньої). Задня стінка тіла інтактна, компресія хребтового каналу не визначається (рис. 1Б);
- підтип А2 — переломи, що розколюють, або клиноподібні, при яких спостерігається ушкодження обох замикальних пластинок, але задня стінка тіла хребця збережена (рис. 1В);

— підтип А3 характеризується ушкодженнями однієї замикальної пластинки та задньої стінки тіла хребця (рис. 1Г). Можлива компресія структур хребтового каналу кістковими фрагментами (рис. 1Ж). У разі значної деформації тіла хребця можливе ушкодження заднього опорного комплексу. Верифікований вертикальний перелом пластинки дуги без ушкодження зв'язково-капсульного апарату не впливає на віднесення таких ушкоджень до типу А, тоді як наявність ушкоджень зв'язкового апарату є підставою для визначення підтипу В2. Переломи тіла хребця підтипу А3 у комбінації з ушкодженням заднього опорного комплексу, що характеризуються горизонтальною лінією перелому, віднесені до типу В;

— підтип А4 характеризується ушкодженням обох замикальних пластинок та задньої стінки хребця (рис. 1Д, Ж). Аналогічно підтипу А3 горизонтальний перелом заднього опорного комплексу при ушкодженнях підтипу А4 змінює рубрику на тип В, тоді як вертикальні переломи дуги не впливають на класифікацію травм [9]. Крім того, до ушкоджень підтипу А4 належить сагітальний перелом, що розколює (А2.1 за схемою F. Magerl та співавт.). З огляду на принципи класифікації, це травма, що вражає обидві замикальні пластинки та задню стінку тіла хребця, але без ознак фрагментації, характерної для вибухових переломів (рис. 13).

Травми типу В: ушкодження зв'язкового апарату

До типу В належать ушкодження зв'язкового апарату переднього або заднього опорного комплексу, які можуть поєднуватися з ушкодженнями тіла хребця підтипів А, але ніколи не супроводжуються зміщенням у будь-якій площині. Автори виділяють такі підтипи:

— підтип В1 — це ушкодження у межах одного хребця. Характерне ураження заднього зв'язково-капсульного апарату з лінією перелому, що проходить горизонтально крізь кісткові структури заднього опорного комплексу на тіло одного хребця (рис. 2А). Перелом може пройти через ніжку і вийти із задньої міжсуглобової частини в м'які тканини або пройти через ніжку дуги, а потім через остистий відросток. Ушкодження замикальних пластинок для цього підтипу не характерні. Класичним прикладом ушкодження В1 є перелом Чанца;

— підтип В2 характеризується розривом заднього зв'язково-капсульного апарату, що супроводжується (рис. 2Б) або не супроводжується (рис. 2В) кістково-травматичними змінами заднього опорного комплексу у поєднанні з компресійним переломом тіла хребця. Передбачається вказівка типу А ушкодження тіла;

— підтип В3 характеризується ушкодженням передньої поздовжньої зв'язки з лінією перелому, що проходить крізь тіло хребця, або з ушкодженням міжхребцевого диска (рис. 2Г). При цьому фасеткові суглоби або інтактні, або незначно ушкоджені. Травма цього підтипу зі значним ушкодженням заднього опорного

комплексу, і зокрема фасеткових суглобів, належить до типу С навіть без явного зміщення в будь-якій площині (рис. 3А).

Травми типу С: ушкодження, що супроводжуються зміщенням/зсувом

До ушкоджень типу С віднесено всі травми, що характеризуються зміщенням краніального відділу хребта щодо каудального у будь-якій площині, тобто охоплюють усі підвивихи/вивихи, а також зсувні деформації (рис. 3Б, В). Ушкодження також відносять до типу С у разі дистракції одночасно передніх та задніх опорних структур як із явним діастазом (відривний перелом), так і без нього (рис. 3А). Для максимально повного уявлення про морфологію ушкодження передбачена вказівка на характер ушкодження тіла хребця (тип А) та/або морфології ушкодження зв'язкового апарату (тип В).

Оцінка неврологічного статусу

Неврологічний дефіцит оцінюють за п'ятибальною системою:

- N0 — відсутність неврологічних розладів;
- N1 — наявність неврологічних розладів в анамнезі, які на момент огляду повністю регресували;
- N2 — ознаки радикулопатії;
- N3 — неповне ушкодження спинного мозку чи кінського хвоста;
- N4 — повне ушкодження спинного мозку (клас А за ASIA).

NX (не оцінювалося) використовують у разі неможливості або невірогідності оцінки неврологічного статусу через наявність черепно-мозкової травми, інтоксикації, медикаментозної седації тощо.

Уточнюючі модифікатори

При розробці класифікації авторами запропоновані два додаткові модифікатори, призначені для уточнення специфіки конкретного випадку та за потреби для обґрунтування відхилення від стандартної тактики лікування:

— M1 — для позначення переломів з непідтвердженим ушкодженням зв'язкового апарату. Наприклад, у випадку травми підтипу А3 з підозрою на ушкодження заднього зв'язкового апарату, якщо зазначену патологію не вдається верифікувати, але її наявність може вплинути на тактику лікування;

— M2 — для позначення патології, безпосередньо не пов'язаної з травматичним ушкодженням хребта, але яка певною мірою впливає на визначення тактики лікування (хірургічне втручання чи консервативна терапія). Прикладами є анкілозуючий спондиліт, дифузний ідіопатичний скелетний гіперостоз, остеопенія або остеопороз, великі ушкодження м'яких тканин або опіки в зоні запланованого втручання тощо.

Множинні переломи

Запропонована авторами класифікація передбачає індивідуальну класифікацію багаторівневих травматичних ушкоджень у порядку зменшення ступеня тяжкості відповідно до описаної вище ієрархічної структу-

ри, тобто від С до А0. У разі верифікації ушкодження одного підтипу на двох і більше різних рівнях переважно вважають травму, розташовану краніальніше. Для компресійних переломів і ушкодження підтипу В1 як локалізацію ушкодження вказують один хребець, для підтипів В2 та В3 і типу С — відповідний ХРС.

Загальний алгоритм визначення морфологічного типу ушкодження в класифікації, що розглядається, як і принцип побудови класифікаційного коду ідентичні з такими для AOSpine Subaxial Injury Classification System і детально розглянуті нами раніше [10].

Шкала тяжкості ушкоджень груднопоперекового відділу хребта (The Thoracolumbar AOSpine Injury Score — TL AOSIS)

Незважаючи на високу відтворюваність результатів, продемонстровану у великій кількості досліджень, класифікація, що розглядається, фактично залишається описовим інструментом, не передбачаючи визначення будь-якої тактики для конкретного класифікованого випадку. Тому наступним кроком у розробці тактико-орієнтованої класифікації була спроба адаптації сис-

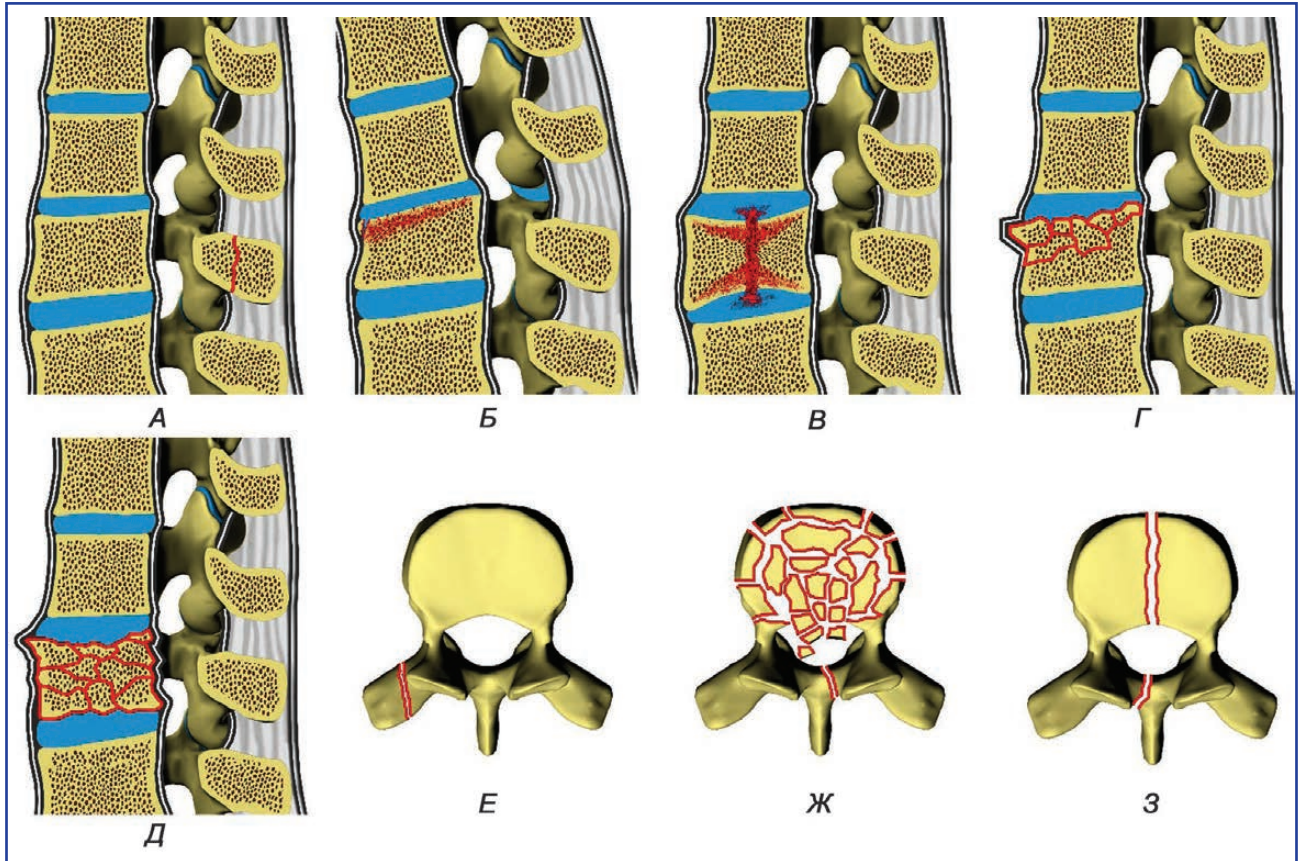


Рисунок 1. Ушкодження типу А. Сагітальні зрізи: А — А0; Б — А1; В — А2; Г — А3; Д — А4. Аксіальні зрізи: Е — А0; Ж — А3 та А4; З — А4

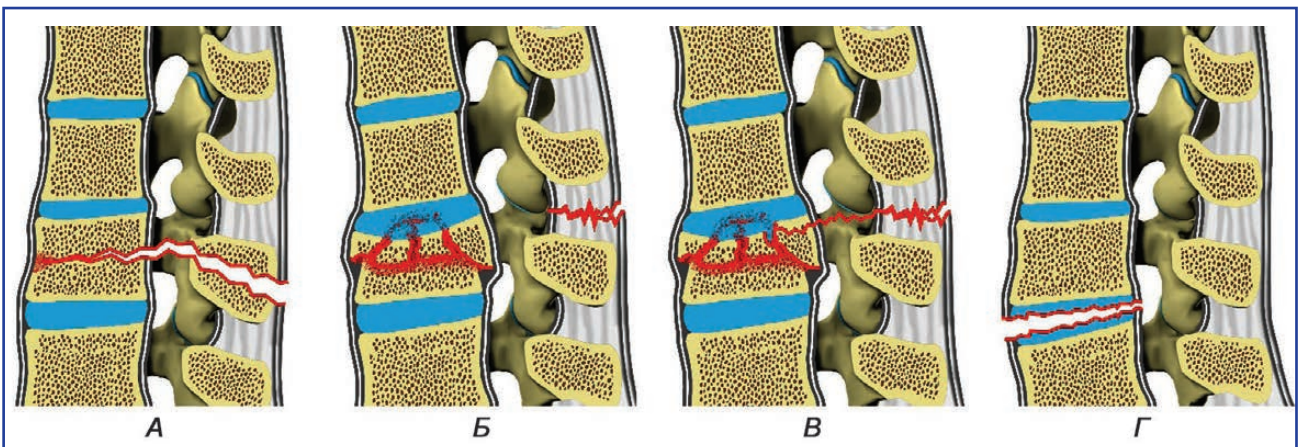


Рисунок 2. Ушкодження типу В. Сагітальні зрізи: А — В1; Б, В — В2; Г — В3

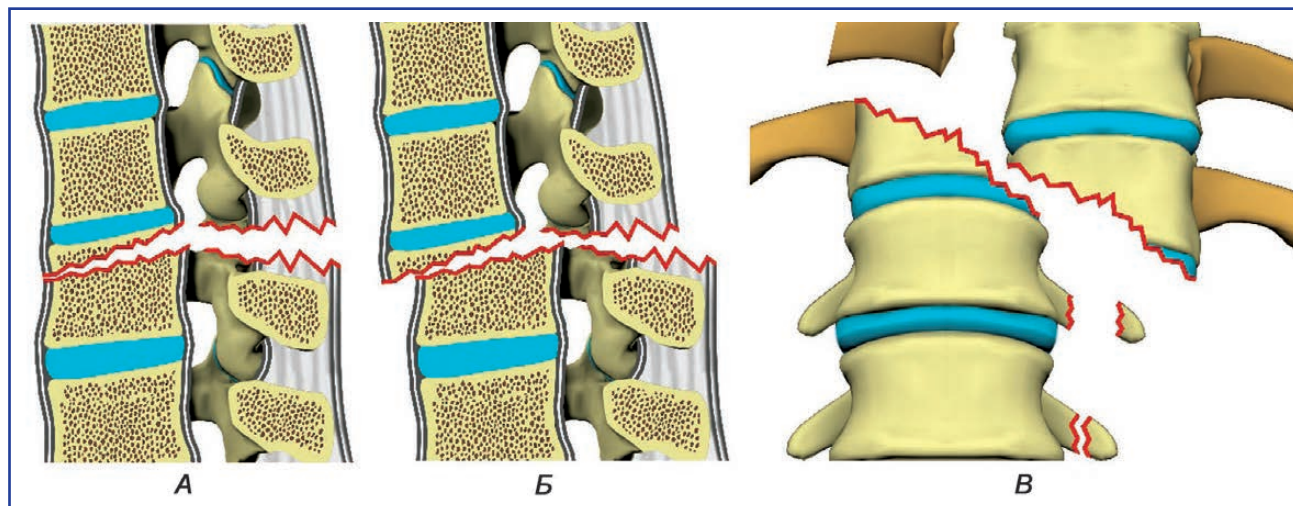


Рисунок 3. Ушкодження типу C: А, Б — сагітальні зрізи; В — коронарна реконструкція, вигляд спереду

теми підрахунку балів, подібно до TLICS, до існуючих класифікаційних категорій. Результати опубліковані Christopher Kepler та співавт. у 2016 р. [11]. Автори проаналізували результати опитування 100 спінальних хірургів із різних регіонів. Респондентам запропонували в діапазоні від 0 до 100 охарактеризувати тяжкість кожної ознаки AOSpine TLSICS (морфологічні підтипи, неврологічний статус і уточнюючі модифікатори). Отримані середні значення були переведені в бали для полегшення виконання розрахунків. Отримані результати наведено у табл. 1. Припускають, що сума балів трьох основних розділів класифікації може стати критерієм, який визначає бажану лікувальну тактику. Модифікатору M2 присвоєно значення 0 балів, оскільки, як зазначено вище, він може свідчити про наявність чинників як на користь, так і проти виконання хірургічного втручання.

Наведені дані демонструють, що в цілому розподіл балів при оцінці морфології ушкодження відповідає ієрархії ступеня тяжкості, запропонованій F. Magerl та співавт. Однак ушкодження підтипів A4 та B1 мають однакову оцінку. При 100-бальній оцінці оригінального опитувальника травми підтипу A4 розцінювали як тяжчі, ніж ушкодження підтипу B1, — 59,70 і 54,88 бала відповідно.

При оцінці неврологічного статусу також відзначено відхилення від лінійної залежності. Наприклад, травми, що супроводжуються неповним і повним неврологічним дефіцитом, мають однакову оцінку, тоді як TLICS передбачає більше показань для хірургічного втручання у пацієнтів з частковим збереженням неврологічної функції порівняно з повним її порушенням. Досить спірним є і критерій Nx, оцінений 3 балами, оскільки неможливість адекватної характеристики неврологічного статусу може бути зумовлена великою кількістю різномірних причин і не завжди свідчить про високу ймовірність неврологічних порушень, наприклад, у пацієнтів, які перебувають у стані медикаментозної седації [12].

Відповідно до запропонованої шкали травми із сумою балів < 4 підлягають консервативній терапії, > 5 — потребують хірургічного втручання. У разі сумарної оцінки 4 та 5 балів можливі різні варіанти лікування.

Результати другого етапу верифікації інформативності TL AOSIS опублікували також у 2016 р. A.R. Vaccaro та співавт. [13]. Дослідники оцінили результати опитування 483 спінальних хірургів. Фактично анкети були надіслані всім членам AOSpine (спінальний підрозділ Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen). Респондентам пропонували визначити оптимальне лікування найбільш спірних у тактичному аспекті травматичних ушкоджень. Можливі варіанти: 1 — спроба консервативної терапії, 2 — хірургічне втручання. Усі травми, яким < 30 % хірургів рекомендували хірургічне лікування, підлягали консервативній терапії. Для ушкоджень, щодо яких > 70 % хірургів рекомендували хірургічне втручання, показаний інвазивний метод лікування. Установлено, що травми A2N0 і A3N0 завжди є кандидатами на консервативне лікування, тоді як ушкодження A3N1M1, A3N2M1, A4N0M1, A4N1M1, A4N2M0, A4N2M1, B1N0, B1N1, B1N2, B2N0, B2N1 та B2N2 однозначно потребують виконання певного обсягу хірургічної корекції.

Аналіз літературних даних демонструє неоднозначне ставлення до інструменту градації ступеня тяжкості. Деякі автори вказують на явні недоліки, зумовлені малою кількістю та низькою інформативністю критеріїв, сумація яких не дає змоги прийняти патогенетично обґрунтоване рішення щодо оптимальної тактики. Проте очевидно, що TL AOSIS поступово замінює TLICS у більшості сучасних публікацій, присвячених оцінці ступеня тяжкості травматичного ушкодження груднопоперекового відділу хребта [14–17].

Основні принципи лікування

Як неодноразово зазначено, єдиної думки щодо принципів терапії травматичних ушкоджень груднопоперекового відділу загалом і груднопоперекового пере-

ходу зокрема немає. Є публікації, що обґрунтовують необхідність та демонструють ефективність хірургічного лікування тих типів ушкоджень грудопоперекового відділу, які класично лікували консервативно, і навпаки, запропоновано методи консервативного лікування досить нестабільних ушкоджень.

Щодо грудопоперекового переходу нам не вдалося виявити будь-якої схеми лікування, прив'язаної до AOSpineTLSICS, оскільки, незважаючи на достатню кількість публікацій, автори часто враховують патологію грудопоперекового переходу, але не обмежуються лише нею [18–22].

При розгляді всього грудопоперекового відділу одним з найбільш упорядкованих та логічних є алгоритм, запропонований у 2018 р. спінальною секцією Німецького товариства з ортопедії і травми (Spine Section of the German Society for Orthopaedics and Trauma) [23]. Окрім критеріїв AOSpineTLSICS, авторами запропоновано 4 морфологічні модифікатори (ММ) для детальнішої оцінки характеру ушкодження та вибору оптимального методу лікування.

ММ 1: порушення фізіологічної кривизни хребта. Відомо, що травматичні ушкодження хребта можуть істотно впливати на його коронарний чи сагітальний баланс. Для характеристики порушень сагітального профілю запропоновано виміряти кут між замикальними пластинками (endplate angle (ЕРА)). Найчастіше застосовують спосіб оцінки кута Гарднера — моносегментарний кут між замикальними пластинками (mЕРА) чи кута Кобба — бісегментарний кут (bЕРА) [24].

Моносегментарний кут вимірюють між лінією, проведеною паралельно верхній замикальній пластинці тіла хребця, суміжного з ушкодженням, і лінією, проведеною паралельно нижній замикальній пластинці тіла компримованого хребця. У разі значного ушкодження тіла хребця, наприклад, при вибухових переломах, коли нижня замикальна пластинка ушкоджена, рекомендована оцінка bЕРА. Бісегментарний кут вимірюють між лінією, проведеною паралельно верхній замикальній пластинці тіла хребця, краніально суміжного з ушкодженням, і лінією, проведеною паралельно нижній замикальній пластинці хребця, розташованого

каудальніше від компримованого. Аналогічним чином вимірюють сколіотичні кути, які можуть бути як моносегментарними, так і бісегментарними. Як зазначають автори, всі вимірювання краще проводити на спондилограмах, виконаних у положенні стоячи, крім випадків вираженої нестабільності чи грубих неврологічних розладів, що перешкоджають вертикалізації потерпілого [23].

При оцінці ступеня тяжкості деформації важливе значення має не отримана величина ангуляції, а ступінь відхилення від фізіологічної норми.

Щодо коронарного балансу, то за відсутності сколіотичної деформації до травми отримані при вимірюванні значення завжди мають дорівнювати нулю. Травми, що супроводжуються деформацією в діапазоні від 0° до 10°, допускають консервативне лікування, тоді як показники > 10° свідчать про необхідність хірургічної корекції.

При оцінці сагітального профілю слід урахувати, що кожен ХРС має свою фізіологічну ангуляцію, тому, наприклад, bЕРА 20° на рівні середньогрудної ділянки хребта і грудопоперекового переходу свідчить про різний рівень деформації. Для об'єктивізації оцінки пропонують розраховувати значення δ ЕРА, тобто травматичне відхилення від середньої норми. Зрозуміло, що в більшості випадків неможливо встановити точні значення ангуляції ХРС у потерпілого до травми. Тому орієнтиром є усереднені значення, незважаючи на певну похибку, зумовлену індивідуальними особливостями сагітального балансу. У табл. 2 наведено середні значення сегментарної ангуляції ХРС грудопоперекового переходу та суміжних сегментів, отримані Raphaël Vialle та співавт. у безсимптомних пацієнтів [25].

Припускають, що значення δ ЕРА < 15° за відсутності інших показань до хірургічного лікування дають змогу проводити консервативну терапію. Деформація > 20° свідчить про високий ризик ушкодження заднього зв'язкового комплексу, яке не завжди вдається візуалізувати, і є абсолютним показанням до хірургічної стабілізації.

ММ 2: ступінь руйнування тіла хребця. Критерій має важливе значення для оцінки потреби у рекон-

Таблиця 1. Шкала оцінки тяжкості травматичних ушкоджень грудопоперекового відділу хребта AO Spine

Критерій	Бал	Критерій	Бал
A0	0	N0	0
A1	1	N1	1
A2	2	N2	2
A3	3	N3	4
A4	5	N4	4
B1	5	Nx	3
B2	6		
B3	7	M1	1
C	8	M2	0

Таблиця 2. Середні значення сегментарної ангуляції ХРС у зоні грудопоперекового переходу та суміжних сегментів у безсимптомних пацієнтів [25]

		Хребець							
		L4	L3	L2	L1	T12	T11	T10	T9
Хребець	L4	-2,6 (-3,0 ... -2,2)							
	L3	-13 (-13,6 ... -12,4)	-0,6 (-0,9 ... -0,3)						
	L2	-19,5 (-20,5 ... -19,0)	-7,2 (-7,7 ... -6,6)	1,2 (0,8-1,5)					
	L1	-21,0 (-22,3 ... -20,2)	-8,8 (-9,7 ... -8,0)	-0,45 (-1,00 ... 0)	3,8 (3,5-4,0)				
	T12	-20,0 (-21,0 ... -19,0)	-7,5 (-8,5 ... -6,6)	0,8 (0-1,6)	5,1 (4,5-5,6)	4,5 (4,1-4,8)			
	T11	-17,0 (-18,0 ... -16,0)	-4,5 (-5,6 ... -3,5)	4,0 (3,0-5,0)	8,2 (7,4-9,0)	7,6 (7,0-8,0)	4,8 (4,5-5,0)		
	T10	-14,5 (-16,0 ... -13,0)	-2,2 (-31,0 ... -1,0)	6,2 (5,0-7,0)	10,5 (10,0-11,0)	10,0 (9,0-10,5)	7,0 (6,5-7,5)	3,0 (2,6-3,2)	
	T9	-11,8 (-13,0 ... -10,0)	0,6 (-0,5 ... +1,7)	9,0 (8,0-10,0)	13,3 (12,5-14,0)	12,7 (12,0-13,0)	10,0 (9,0-10,5)	5,7 (5,3-6,2)	3,5 (3,0-3,7)

струкції передньої опорної колони. Що більшим є зміщення уламків, то значніша нестабільність ушкодженого ХРС. Крім того, діастаз кісткових фрагментів замикальної пластинки, найімовірніше, свідчить про ушкодження міжхребцевого диска.

Для оцінки ступеня ушкодження тіла хребця рекомендують використовувати класифікацію Т. Мс-Сормаск та співавт., що широко відома як load sharing classification [26]. Ураховують перші два критерії класифікації:

— подрібнення/залучення — характеризує частку кісткової тканини тіла хребця, фрагментовану внаслідок травматичної дії. Оцінюють за сагітальною реконструкцією даних спіральної комп'ютерної томографії. Критерій має три ступеня: 1-й — < 30 % тіла хребця, 2-й — 30–60 %, 3-й — > 60 % ушкодження;

— співвідношення фрагментів — характеризує діастаз між кістковими уламками. Оцінюють на аксіальних зрізах спіральних комп'ютерних томограм. Критерій має три ступеня: 1-й — мінімальне розходження, 2-й — зміщення не менше ніж на 2 мм кісткових уламків, що становлять < 50 % поперечного перерізу тіла хребця, 3-й — зміщення не менше ніж на 2 мм кісткових уламків, що становлять > 50 % поперечного перерізу тіла хребця, характерний для вибухових переломів зі значною втратою висоти тіла хребця.

ММ 3: стеноз хребтового каналу. Характеризує ступінь звуження хребтового каналу кістковими фрагментами внаслідок травматичного ушкодження тіла хребця. Показник розраховують як відсоток втрати площі каналу на рівні максимальної компресії порівняно з фізіологічними розмірами на суміжних рівнях.

ММ 4: ушкодження міжхребцевого диска. Модифікатор має критичне значення, оскільки трав-

матичні ушкодження міжхребцевих дисків на відміну від кісткових структур мають набагато триваліші терміни загоєння, які неможна спрогнозувати [27]. Ураження дисків очікуються у пацієнтів зі значними дефектами замикальних пластинок. Ушкодження диска є прогностично несприятливим чинником щодо стабільності сагітального профілю ушкодженого ХРС. Найчастіше є показанням до міжтілового спондилодезу. Для верифікації ушкоджень рекомендують виконання магнітно-резонансної томографії (МРТ).

Тактичний алгоритм при різних морфологічних типах ушкоджень, згідно з AOSpine TLSICS

Для кожного типу ушкодження вказано морфологічні модифікатори, які можуть впливати на тактику лікування.

A0: незначні ушкодження. Рекомендовані рання мобілізація, адекватне знеболювання та фізіотерапія.

A1: клиноподібна компресія. ММ 1. Якщо $\delta\text{ЕРА} \leq 15^\circ$, можлива консервативна терапія, якщо $\delta\text{ЕРА} > 15^\circ$, показане хірургічне лікування, принаймні моно-сегментарна стабілізація.

A2: перелом, що розколює. ММ 2 та ММ 4. Методом вибору є рання мобілізація, адекватне знеболювання та фізіотерапія.

Розходження фрагментів на велику відстань та/або супутнє ураження міжхребцевих дисків є показанням до хірургічного втручання. Рекомендується передня бісегментарна реконструкція із задньою стабілізацією або ізолювано.

A3: неповний вибуховий перелом. ММ 1, ММ 2, ММ 3, ММ 4. Якщо $\delta\text{ЕРА} \leq 15^\circ$ та/або сколіозний кут < 10° , можлива консервативна терапія, якщо $\delta\text{ЕРА}$

$> 15^\circ$ та/або сколіозний кут $> 10^\circ$, показане хірургічне лікування.

Мінімальним обсягом втручання є моносегментарна стабілізація. Показання до передньої реконструкції визначають залежно від δ ЕРА і ступеня руйнування тіла хребця. Якщо ушкодження становлять $< 1/3$ тіла, передня реконструкція є допустимою, у разі ураження $> 30\%$ — обов'язковою. Розходження кісткових уламків на велику відстань та стенозування хребтового каналу також є показаннями до хірургічного лікування. В окремих випадках допускається ізольована передня чи задня реконструкція.

A4: повний вибуховий перелом. ММ 1, ММ 2, ММ 3, ММ 4. За значенням δ ЕРА показання до хірургічного втручання ідентичні таким при ушкодженнях А3. Через специфічну патоморфологію таких ушкоджень значне звуження хребтового каналу та/або значний діастаз уламків можуть спостерігатися і без критичної кіфотичної ангуляції, тому модифікатори ММ 2 і ММ 3 мають превалювати при цих травмах. Мінімальним обсягом втручання є бісегментарний задній спондилодез. Показання до вентральної корпектомії та корпорозу визначаються ступенем ушкодження тіла хребця, зокрема розходженням уламків. Ізольована задня або передня стабілізація можливі у надзвичайних випадках.

B1: крижкісткові ушкодження заднього зв'язкового комплексу. Показана задня бісегментарна стабілізація із видаленням кісткових уламків за потреби.

B2: розрив заднього зв'язкового апарату. ММ 1, ММ 2, ММ 3, ММ 4. Обов'язковою є задня стабілізація. Необхідність вентрального корпорозу визначається ступенем ушкодження передньої опорної колони.

B3: гіперекстензія. ММ 1, ММ 2, ММ 3, ММ 4. Рекомендована задня стабілізація із зіставленням (видаленням) кісткових уламків. Дopusкається моносегментарний задній спондилодез. Необхідність переднього моносегментарного спондилодезу визначається ступенем ММ 2 та ММ 4. Оскільки цей тип ушкоджень найхарактерніший для пацієнтів із хворобою Бехтерева, часто є потреба у довгій фіксації.

C: зміщення/дислокація. ММ 1, ММ 2, ММ 3, ММ 4. Показані вправлення та задня стабілізація. Автори зазначають, що найчастіше короткої фіксації достатньо для лікування моносегментарних С-ушкоджень. Великі ушкодження потребують довшої фіксації. Використання поперечних конекторів обов'язкове при задній фіксації всіх С-травм. Одним із найпоширеніших варіантів лікування є моносегментарний спондилодез у комбінації з довгою задньою фіксацією. При цьому доцільна ремобілізація інтактних хребців, суміжних із травмованим сегментом, через 6–12 міс. після первинної операції. Необхідність реконструкції передньої колони визначається ступенем ММ 2.

Складнощі з визначенням типу ушкодження та недоліки класифікації

Незважаючи на простоту побудови класифікації та легку верифікацію більшості типів ушкоджень, у низці публікацій акцентують увагу на чинниках, які значною

мірою можуть вплинути на тактику лікування та недостатньо висвітлені в оригінальних публікаціях розробників AOSpine TLSICS.

— Вибухові переломи та цілісність заднього зв'язкового комплексу є найкритичнішими чинниками у визначенні тактики терапії травматичних ушкоджень грудного та поперекового відділів хребта. У низці досліджень переконливо продемонстровано, що незадовільні результати лікування можуть бути спричинені тим, що деякі вибухові переломи фактично є недіагностованими ушкодженнями В-типу. Оскільки різниці між ушкодженнями А3-А4 і В визначається лише цілісністю заднього зв'язкового комплексу, надійна його оцінка у низці випадків має критичне тактико-визначальне значення. Дані про роль стандартної МРТ додатково до звичайних рентгенографії та комп'ютерної томографії (КТ) суперечливі. Так, за результатами досліджень С. Oner та співавт. [28], J. Pizones та співавт. [29], МРТ підвищує надійність діагностики та впливає на стратегію лікування порівняно з КТ, тоді як S. Rajasekaran та співавт. при порівнянні чутливості КТ і МРТ при діагностиці ушкоджень заднього зв'язкового комплексу не виявили значної різниці [30]. Автори наполягають, що простих рентгенограм та КТ достатньо для правильної класифікації і прийняття рішення щодо оптимального лікування. Аналіз літератури, присвяченої надійності МРТ в оцінці стану заднього зв'язкового комплексу, виявив високі негативні прогностичні та низькі позитивні прогностичні значення. Без додаткового виконання МРТ рекомендовано оцінювати статус заднього зв'язкового комплексу як невизначений за більшості вибухових переломів, що фактично свідчить про рекомендацію хірургічного лікування. Крім того, δ ЕРА $> 20^\circ$ розглядають як абсолютну непряму ознаку ушкодження [23]. Якщо МРТ виконують, то для діагностики стану окремих елементів заднього зв'язкового комплексу рекомендовані такі режими: сагітальні зрізи при T1- і T2-зваженому зображенні для жовтої та надостистої зв'язки, сагітальні STIR або CHES для міжостистої зв'язки, аксіальні зрізи в режимах пригнічення жирової тканини для капсули фасеткових суглобів [31].

— Раніше наголошували на провідній ролі міжхребцевого диска у визначенні віддаленого клінічного та рентгенологічного результату переломів грудно-поперекового відділу. У низці випадків цей чинник має вирішальне значення для визначення тактики лікування. У 2013 р. A.L. Sander та співавт. розробили просту градацію ушкоджень міжхребцевих дисків при травмі груднопоперекового відділу хребта, але її не використано в жодній класифікації [32]. У Subaxial Cervical Spine Injury Classification System, що характеризує травму субаксіального відділу, крім заднього зв'язкового апарату, оцінюють стан міжхребцевого диска. Відсутність цього параметра є однією з основних причин критики аналізованої системи

оцінки. Припускають, що патологія міжхребцевого диска може бути цінним прогностичним чинником, тому запропоновано використовувати його в існуючих системах класифікації [33].

Висновки

Наведені в огляді дані демонструють, що класифікація AOSpineTLSICS є зручним інструментом загальної описової характеристики травматичних ушкоджень груднопоперекового відділу хребта. Відносна простота верифікації типів і невелика їх кількість зумовлюють високу відтворюваність результатів, але водночас є перешкодою, що не дає змоги розглядати класифікацію як інструмент для прийняття однозначного рішення не лише щодо деталізованої тактики, а і загальної стратегії терапії певного ушкодження. Щодо груднопоперекового переходу ні AOSpineTLSICS, ні розроблена на її основі система бальної оцінки не враховують біомеханічні особливості цієї зони. Інтерполяція загальної стратегії терапії травм груднопоперекового відділу хребта, що ґрунтується на AOSpineTLSICS, не може бути адекватним інструментом оптимізації методів лікування груднопоперекового переходу.

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

Інформація про фінансування. Автори заявляють про відсутність сторонньої фінансової підтримки.

Список літератури

1. Smith H.E., Anderson D.G., Vaccaro A.R., Albert T.J., Hilibrand A.S., Harrop J.S., et al. *Anatomy, Biomechanics, and Classification of Thoracolumbar Injuries. Seminars in Spine Surgery.* 2010. 22(1). 2-7. doi: 10.1053/j.semss.2009.10.001.
2. Rudol G., Gummerson N.W. (ii) *Thoracolumbar spinal fractures: review of anatomy, biomechanics, classification and treatment. Orthopaedics and Trauma.* 2014. 28(2). 70-78. doi: 10.1016/j.mporth.2014.01.003.
3. Fradet L., Petit Y., Wagnac E., Aubin C.E., Arnoux P.J. *Biomechanics of thoracolumbar junction vertebral fractures from various kinematic conditions. Medical & Biological Engineering & Computing.* 2014. 52(1). 87-94. doi: 10.1007/s11517-013-1124-8, PMID: 24165806.
4. Leucht P., Fischer K., Muhr G., Mueller E.J. *Epidemiology of traumatic spine fractures. Injury.* 2009. 40(2). 166-172. doi: 10.1016/j.injury.2008.06.040, PMID: 19233356.
5. van Middendorp J.J., Audige L., Hanson B., Chapman J.R., Hosman A.J. *What should an ideal spinal injury classification system consist of? A methodological review and conceptual proposal for future classifications. Eur. Spine J.* 2010. 19(8). 1238-1249. doi: 10.1007/s00586-010-1415-9, PMID: 20464432.
6. Vaccaro A.R., Oner C., Kepler C.K., Dvorak M., Schnake K., Bellabarba C., et al. *AOSpine thoracolumbar spine injury classification system: fracture description, neurological status, and key modifiers. Spine (Phila Pa 1976).* 2013. 38(23). 2028-2037. doi: 10.1097/BRS.0b013e3182a8a381, PMID: 23970107.
7. Magerl F., Aebi M., Gertzbein S.D., Harms J., Nazarian S. *A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. Eur. Spine J.* 1994. 3(4). 184-201. doi: 10.1007/BF02221591, PMID: 7866834.
8. Vaccaro A.R., Lehman R.A., Jr., Hurlbert R.J., Anderson P.A., Harris M., Hedlund R., et al. *A new classification of thoracolumbar injuries: the importance of injury morphology, the integrity of the posterior ligamentous complex, and neurologic status. Spine (Phila Pa 1976).* 2005. 30(20). 2325-2333. doi: 10.1097/01.brs.0000182986.43345.cb, PMID: 16227897.
9. Morrissey P.B., Shafi K.A., Wagner S.C., Butler J.S., Kaye I.D., Sebastian A.S., et al. *Surgical Management of Thoracolumbar Burst Fractures: Surgical Decision-making Using the AOSpine Thoracolumbar Injury Classification Score and Thoracolumbar Injury Classification and Severity Score. Clin. Spine Surg.* 2021. 34(1). 4-13. doi: 10.1097/BSD.0000000000001038, PMID: 32657842.
10. Nekhlopochny O.S., Slynko I.I., Verbov V.V. *The classifications of subaxial cervical spine traumatic injuries. Part 4. AOSpine Subaxial Classification System Ukrainian Neurosurgical Journal.* 2021. 27(1). 3-10. doi: 10.25305/unj.223287.
11. Kepler C.K., Vaccaro A.R., Schroeder G.D., Kerner J.D., Vialle L.R., Aarabi B., et al. *The Thoracolumbar AOSpine Injury Score. Global Spine J.* 2016. 6(4). 329-334. doi: 10.1055/s-0035-1563610, PMID: 27190734.
12. Santander X.A., Rodriguez-Boto G. *Retrospective Evaluation of Thoracolumbar Injury Classification System and Thoracolumbar AO Spine Injury Scores for the Decision Treatment of Thoracolumbar Traumatic Fractures in 458 Consecutive Patients. World Neurosurg.* 2021. 153. e446-e453. doi: 10.1016/j.wneu.2021.06.148, PMID: 34237449.
13. Vaccaro A.R., Schroeder G.D., Kepler C.K., Cumhur Oner F., Vialle L.R., Kandziora F., et al. *The surgical algorithm for the AOSpine thoracolumbar spine injury classification system. Eur. Spine J.* 2016. 25(4). 1087-1094. doi: 10.1007/s00586-015-3982-2, PMID: 25953527.
14. Yuksel M.O., Gurbuz M.S., Is M., Somay H. *Is the Thoracolumbar Injury Classification and Severity Score (TLICS) Superior to the AO Thoracolumbar Injury Classification System for Guiding the Surgical Management of Unstable Thoracolumbar Burst Fractures without Neurological Deficit? Turk. Neurosurg.* 2018. 28(1). 94-98. doi: 10.5137/1019-5149.jtn.19094-16.2, PMID: 27943230.
15. Dawkins R.L., Miller J.H., Menacho S.T., Ramadan O.I., Lysek M.C., Kuhn E.N., et al. *Thoracolumbar Injury Classification and Severity Score in Children: A Validity Study. Neurosurgery.* 2019. 84(6). E362-e367. doi: 10.1093/neuros/nyy408, PMID: 30189030.
16. An Z., Zhu Y., Wang G., Wei H., Dong L. *Is the Thoracolumbar AOSpine Injury Score Superior to the Thoracolumbar Injury Classification and Severity Score for Guiding the Treatment Strategy of Thoracolumbar Spine Injuries? World Neuro-*

surg. 2020. 137. e493-e498. doi: 10.1016/j.wneu.2020.02.013, PMID: 32058120.

17. Koosha M., Nayeb Aghaei H., Khayat Kashani H.R., Paybast S. Functional Outcome of Surgical versus Conservative Therapy in Patients with Traumatic Thoracolumbar Fractures and Thoracolumbar Injury Classification and Severity Score of 4; A Non-randomized Clinical Trial. *Bulletin of Emergency And Trauma*. 2020. 8(2). 89-97. doi: 10.30476/beat.2020.46448, PMID: 32420393.

18. Rajasekaran S., Kanna R.M., Schroeder G.D., Oner F.C., Vialle L., Chapman J., et al. Does the Spine Surgeon's Experience Affect Fracture Classification, Assessment of Stability, and Treatment Plan in Thoracolumbar Injuries? *Global Spine J*. 2017. 7(4). 309-316. doi: 10.1177/2192568217699209, PMID: 28815158.

19. Rometsch E., Spruit M., Härtl R., McGuire R.A., Gallo-Kopf B.S., Kalampoki V., et al. Does Operative or Nonoperative Treatment Achieve Better Results in A3 and A4 Spinal Fractures Without Neurological Deficit? Systematic Literature Review With Meta-Analysis. *Global Spine J*. 2017. 7(4). 350-372. doi: 10.1177/2192568217699202, PMID: 28815163.

20. Guzey F.K., Eren B., Tufan A., Aktas O., Isler C., Vatansever M., et al. Risk Factors and Compression and Kyphosis Rates after 1 Year in Patients with AO type A Thoracic, Thoracolumbar, and Lumbar Fractures Treated Conservatively. *Turk. Neurosurg*. 2018. 28(2). 282-287. doi: 10.5137/1019-5149.jtn.19363-16.1, PMID: 28127724.

21. Joaquim A.F., Patel A.A., Schroeder G.D., Vaccaro A.R. Clinical application and cases examples of a new treatment algorithm for treating thoracic and lumbar spine trauma. *Spinal Cord Series and Cases*. 2018. 4. 56. doi: 10.1038/s41394-018-0093-4, PMID: 29977607.

22. Joaquim A.F., Patel A.A., Schroeder G.D., Vaccaro A.R. A simplified treatment algorithm for treating thoracic and lumbar spine trauma. *J. Spinal. Cord Med*. 2019. 42(4). 416-422. doi: 10.1080/10790268.2018.1433267, PMID: 29412065.

23. Verheyden A.P., Spiegl U.J., Ekkerlein H., Gercek E., Hauck S., Josten C., et al. Treatment of Fractures of the Thoracolumbar Spine: Recommendations of the Spine Section of the German Society for Orthopaedics and Trauma (DGOU). *Global Spine J*. 2018. 8(2 Suppl). 34S-45S. doi: 10.1177/2192568218771668, PMID: 30210959.

24. Kuklo T.R., Polly D.W., Owens B.D., Zeidman S.M., Chang A.S., Klemme W.R. Measurement of thoracic and lumbar fracture kyphosis: evaluation of intraobserver, interobserver, and technique variability. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2001. 26(1). 61-65; discussion 66. doi: 10.1097/00007632-200101010-00012, PMID: 11148647.

25. Vialle R., Levassor N., Rillardon L., Templier A., Skalli W., Guigui P. Radiographic analysis of the sagittal alignment

and balance of the spine in asymptomatic subjects. *J. Bone Joint Surg. Am*. 2005. 87(2). 260-267. doi: 10.2106/jbjs.d.02043, PMID: 15687145.

26. McCormack T., Karaikovic E., Gaines R.W. The load sharing classification of spine fractures. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1994. 19(15). 1741-1744. doi: 10.1097/00007632-199408000-00014, PMID: 7973969.

27. Sander A.L., Lehnert T., El Saman A., Eichler K., Marzi I., Laurer H. Outcome of traumatic intervertebral disk lesions after stabilization by internal fixator. *AJR American Journal of Roentgenology*. 2014. 203(1). 140-145. doi: 10.2214/ajr.13.11590, PMID: 24951207.

28. Oner F.C., Ramos L.M., Simmermacher R.K., Kingma P.T., Diekerhof C.H., Dhert W.J., et al. Classification of thoracic and lumbar spine fractures: problems of reproducibility. A study of 53 patients using CT and MRI. *Eur. Spine J*. 2002. 11(3). 235-245. doi: 10.1007/s00586-001-0364-8, PMID: 12107792.

29. Pizones J., Izquierdo E., Alvarez P., Sánchez-Mariscal F., Zúñiga L., Chimeno P., et al. Impact of magnetic resonance imaging on decision making for thoracolumbar traumatic fracture diagnosis and treatment. *Eur. Spine J*. 2011. 20 Suppl 3(Suppl 3). 390-396. doi: 10.1007/s00586-011-1913-4, PMID: 21779855.

30. Rajasekaran S., Vaccaro A.R., Kanna R.M., Schroeder G.D., Oner F.C., Vialle L., et al. The value of CT and MRI in the classification and surgical decision-making among spine surgeons in thoracolumbar spinal injuries. *Eur. Spine J*. 2017. 26(5). 1463-1469. doi: 10.1007/s00586-016-4623-0, PMID: 27250728.

31. Bizdikian A.J., El Rachkidi R. Posterior Ligamentous Complex Injuries of the Thoracolumbar Spine: Importance and Surgical Implications. *Cureus*. 2021. 13(10). e18774. doi: 10.7759/cureus.18774, PMID: 34796064.

32. Sander A.L., Laurer H., Lehnert T., El Saman A., Eichler K., Vogl T.J., et al. A clinically useful classification of traumatic intervertebral disk lesions. *AJR American Journal of Roentgenology*. 2013. 200(3). 618-623. doi: 10.2214/AJR.12.8748, PMID: 23436852.

33. Dauleac C., Mottolese C., Beuriat P.A., Szathmari A., Di Rocco F. Superiority of thoracolumbar injury classification and severity score (TLICS) over AOSpine thoracolumbar spine injury classification for the surgical management decision of traumatic spine injury in the pediatric population. *Eur. Spine J*. 2021. 30(10). 3036-3042. doi: 10.1007/s00586-020-06681-4, PMID: 33475841.

Отримано/Received 20.04.2022

Рецензовано/Revised 04.05.2022

Прийнято до друку/Accepted 12.05.2022 ■

Information about authors

Oleksii Nekhopochyn, MD, PhD, Researcher of Department of spinal neurosurgery, Romodanov Neurosurgery Institute of National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kyiv, Ukraine; e-mail: AlexeyNS@gmail.com; phone +380 95 033 04 48; <http://orcid.org/0000-0002-1180-6881>

Milan V. Vorodi, Romodanov Neurosurgery Institute of National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kyiv, Ukraine; e-mail: milanfanmj@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0001-5099-4603>

Ievgen V. Cheshuk, Romodanov Neurosurgery Institute of National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kyiv, Ukraine; e-mail: evcheshuk@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-8063-2141>

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.

O.S. Nekhlopochny¹, M.V. Vorodi^{1,2}, Ie.V. Cheshuk^{1,2}

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

²O.O. Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

AOSpine Thoracolumbar Spine Injury Classification System in determining the treating tactics of thoracolumbar junction traumatic injuries (literature review)

Abstract. The anatomical features of the thoracolumbar junction determine the significant predisposition of this area to traumatic injuries. The treatment tactics thoracolumbar junction lesion is quite controversial. A large number of methods have been proposed to demonstrate their effectiveness in various types of damage. However, a single concept that defines a specific method of treatment for a certain set of pathomorphological changes has not yet been formed. The trend of the last ten years is the development and active introduction into clinical practice of tactically oriented clinical classifications of traumatic injuries of certain part of the spine. These classifications consider a number of heterogeneous factors and provide a clinician with a more or less clear scheme of therapeutic measures. As to the thoracolumbar junction, such a classification is AOSpine Thoracolumbar Spine Injury Classification System. The scheme was developed in order to characterize injuries of the entire thoracic and lumbar spine, while the features of the thoracolumbar junction, as in the previously proposed classifications, are practically not taken into account. The classification is based on the assessment of 3 basic criteria: the morphological characteristics of the fracture, the neurological status of the patient, and clarifying clinical modifiers. The hierarchy of the distribution of types of traumatic injuries corresponds to an increase in the severity degree. There are 3 main types: compression injuries; failure of the

posterior or anterior ligamentous complex; damage accompanied by displacement in any plane. When developed the purpose was the creation of a fairly simple, universal and well-reproducible classification in order to reflect global surgical preferences and determine the most rational approach to treatment. This review provides a detailed description of all damage options. It has been established that despite the high reproducibility of the results, the classification actually remains a descriptive tool, without assuming the definition of any tactics for each specific classified case. The thoracolumbar spine injury severity scale, which is based on the AO classification, is considered as a tool for quantitative assessment of the severity of injury. The scale, based on the sum of points characterizing a certain damage, allows you to make a choice in favor of either surgical or conservative treatment. The scheme proposed by the Spine Section of the German Society for Orthopaedics and Trauma is considered as the most detailed algorithm for the treatment of injuries to the thoracolumbar spine. The algorithm is based on the AOSpine Thoracolumbar Spine Injury Classification System, but uses a number of additional morphological modifiers, which made it possible to more adequately determine the most rational treatment method for a particular type of injury.

Keywords: thoracolumbar junction; traumatic injuries; classification; AOSpine