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

СПЕЦІАЛІЗОВАНИЙ РЕЦЕНЗОВАНИЙ НАУКОВО-ПРАКТИЧНИЙ ЖУРНАЛ







Том 23, № 5, 2022





«Аксімед» завжди попереду!

НА БАЗІ КЛІНІКИ «АКСІМЕД» ВІДКРИТО СУЧАСНИЙ

ЦЕНТР ПРОБЛЕМ СНУ

ЕФЕКТИВНА ДІАГНОСТИКА ТА ЛІКУВАННЯ:

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



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, № 5, 2022

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

Volume 23, № 5, 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, № 5, 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 *3 питань публікації статей* traumajornal@gmail.com hurzufkonf@gmail.com medredactor@i.ua

> **3 питань передплати** info@mif-ua.com тел.: +38 (067) 325-10-26

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

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

Рекомендовано до друку та до поширення через мережу Інтернет вченою радою Донецького національного медичного університету, протокол № 5 від 24.11.2022 р.

Українською та англійською мовами

Свідоцтво 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. 8,60. Тираж 8000 прим. Зам. 2022-trauma-114.

Видавець Заславський О.Ю. (zaslavsky@i.ua) Адреса для листування: а/с 74, м. Київ, 04107 Свідоцтво суб'єкта видавничої справи ДК № 2128 від 13.05.2005

Друк: TOB «Ландпресс»

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), Наgen 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 secretory Goncharova L.D. (Kyiv)

Editorial Board

Bondarenko S.Y. (Kharkiv), Vyrva O.E. (Kharkiv), Gayko G.V. (Kyiv), Korzh M.O. (Kharkiv), Klymovytskyy 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

Тяжелов О.А., Фіщенко В.О., Карпінська О.Д., Карпінський М.Ю., Хасавнех А.А.М. Аналіз результатів вібраційної терапії післяіммобілізаційних контрактур колінного суглоба у пацієнтів із позасуглобовими переломами нижніх кінцівок	O.A M.Y
Хмизов С.О., Якушкін Є.Ю., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Вивчення відносних деформацій зв'язкового апарату колінного суглоба при аплазії хрестоподібних зв'язок та після їх відновлення (математичне моделювання)	S.O. M.Y
Бур'янов О.А., Дьомін В.М., Кваша В.П. Нестабільні поєднані пошкодження таза: сучасні погляди на лікування	A.A
 Хмизов С.О., Кацалап Є.С., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Порівняльний аналіз напружено-деформованого стану моделей кісток гомілки при їх уродженому псевдоартрозі в нижній третині в умовах остеосинтезу інтрамедулярними ростучими стрижнями з блокуванням подовжнього руху при стисканні та без нього	S.O. M.Y
Прозоровський Д.В., Романенко К.К., Карпінський М.Ю. Визначення діапазону корекції різних коригуючих остеотомій першої плеснової кістки при лікуванні вальгусної деформації першого пальця стопи	D. V. M. Y i
Мовчанюк В.О., Жук П.М., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Анатомо-біомеханічне обґрунтування превентивного армування опилу великогомілкової кістки при монокондилярному ендопротезуванні колінного суглоба	V.O M.Y
Попсуйшапка К.О., Тесленко С.О., Попов А.І., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Дослідження напружено-деформованого стану моделі хребта при застосуванні різноманітних методів лікування переломів тіл грудного відділу хребта	K.O M.Y
Строєв М.Ю., Березка М.І., Григорук В.В., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Дослідження напружено-деформованого стану моделі гомілки з переломом у верхній третині великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу в умовах зростаючого стискаючого навантаження на систему «імплантат— кістка»65	M.Y. M.Y

Contents

Original Researches

O.A. Tyazhelov, V.O. Fishchenko, O.D. Karpinska, M.Yu. Karpinsky, A.A.M. Khasawneh Analysis of the results of vibration therapy for contractures of the knee joint after immobilization in patients with extra-articular fractures of the lower extremities
S.O. Khmyzov, E.Yu. Yakushkin, M.Yu. Karpinsky, O.V. Yaresko Study of relative deformations of the ligamentous apparatus of the knee joint in case of aplasia of the cruciate ligaments and after their restoration (mathematical modeling)12
A.A. Buryanov, V.M. Domin, V.P. Kvasha Unstable combined pelvic injuries: current perspectives on treatment
S.O. Khmyzov, E.S. Katsalap, M.Yu. Karpinsky, O.V. Yaresko Comparative analysis of the stress-strain state of tibial bone models in their congenital pseudoarthrosis in the lower third in conditions of osteosynthesis by intramedullary growing rods with blocking of longitudinal movement during compression and without it
D.V. Prozorovsky, K.K. Romanenko, M.Yu. Karpinsky Determination of the range of correction in various corrective osteotomies of the first metatarsal bone in the treatment of hallux valgus
V.O. Movchanyuk, P.M. Zhuk, M.Yu. Karpinsky, A.V. Yaresko Anatomical and biomechanical justification of preventive reinforcement of the tibia in unicondylar knee replacement
 K.O. Popsuyshapka, S.O. Teslenko, A.I. Popov, M.Yu. Karpinsky, O.V. Yaresko Study of the stress-strain state of the spine model for various methods of treatment for fractures of the bodies of the thoracic spine
M.Yu. Stroiev, M.I. Berezka, V.V. Grigoruk, M.Yu. Karpinsky, O.V. Yaresko Study of the stress-strain state of the lower leg model with a fracture in the upper third of the tibia with various options for osteosynthesis under conditions of increasing compressive load on the implant-bone system

Original Researches



DOI: https://doi.org/10.22141/1608-1706.5.23.2022.910

Тяжелов О.А.¹, Фіщенко В.О.², Карпінська О.Д.¹, Карпінський М.Ю.¹, Хасавнех А.А.М.² ¹ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Київ, Україна ²Винницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова МОЗ України, м. Винниця, Україна

Аналіз результатів вібраційної терапії післяіммобілізаційних контрактур колінного суглоба у пацієнтів із позасуглобовими переломами нижніх кінцівок

Резюме. Актуальність. Контрактура суглобів є частим ускладненням після іммобілізації кінцівки внаслідок травми. Жорстка іммобілізація колінного суглоба зазвичай не використовується, але при ушкодженні кісток нижньої кінцівки (кісток гомілки та стегнової кістки), а також ушкодженні надп'ятково-гомілкового суглоба та стопи обмежується рухливість колінного суглоба та виключається чи значно обмежується навантаження на кінцівку і, відповідно, на колінний суглоб. Отже, контрактуру колінного суглоба можна класифікувати як контрактуру невикористання, що теж є одним з варіантів післяіммобілізаційних контрактур. У роботі розглянуті результати лікування хворих з контрактурами колінного суглоба, викликаними іммобілізацією внаслідок позасуглобових травм (без ушкодження колінного суглоба) нижніх кінцівок. Мета роботи. Вивчити вплив низькочастотної вібрації на зменшення післятравматичної контрактури колінного суглоба. Матеріали та методи. Проведено вібротерапію 30 пацієнтам з контрактурами колінного суглоба, які сформувалися у результаті позасуглобових переломів кісток нижньої кінцівки та надп'ятково-гомілкового суглоба після різних термінів іммобілізації: І група (1 міс.) — 10 пацієнтів, ІІ група (2 міс.) — 12 пацієнтів, ІІІ група (5–6 міс.) — 8 хворих. Пацієнтам пропонували стандартний курс вібротерапії, тривалість якого становила 14–15 сеансів по 10 хв. Вимірювання обсягу рухів (розгинання/згинання) проводили до та після кожної процедури. Частота вібраційного впливу становила 20 Гц. Оцінювали обсяг рухів на 1, 2, 5, 10-й та останній день процедури (14-15-та доба). Результати. Вібротерапію починали проводити за умови відсутності болю, виражених поверхневих ушкоджень та набряків суглоба. При іммобілізації впродовж 1–1,5 міс. у пацієнтів сформувалося незначне обмеження розгинання, у середньому 3 ± 1°, та обмеження згинання, у середньому 89 ± 4°, при іммобілізації у 2–3 міс. розгинання становило 4 ± 2°, згинання — 83 ± 3°, при іммобілізації 5–6 міс. у пацієнтів кут розгинання обмежувався в середньому 6 ± 1°, згинання — 67 ± 4°. Після першої процедури збільшення обсягу рухів у середньому в усіх пацієнтів становило 10%. Відзначалися втрати обсягу рухів у межах від 5 до 10% між першими 5 процедурами та зменшилися до 3% на кінець циклу вібраційної розробки. Результатом локальної низькочастотної розробки колінного суглоба стало збільшення обсягу рухів у колінному суглобі. У пацієнтів І групи до початку розробки був максимальний обсяг рухів — 85 ± 4°, який після процедур збільшився до 124 ± 3°, тобто на 31,2 ± 3,1 %, у II групі при початковому обсягу рухів 78 ± 4° було досягнуто результат у 116 ± 5°, збільшення відбулося на 32,8 ± 3,2 %, у ІІІ групі первинно був найменший обсяг рухливості колінного суглоба — 62 ± 4°, що після курсу вібророзробки досяг 110 ± 6°, збільшення обсягу рухів відбулося на 43,7 ± 2,0%. Висновки. Низькочастотна локальна вібраційна розробка рухів у колінному суглобі та вправи на розтягування з елементами постізометричної релаксації є прогресивним методом розробки післяіммобілізаційних контрактур, у тому числі застарілих. Дані процедури у пацієнтів з термінами іммобілізації до 2 місяців призводять до відновлення розгинання у колінному суглобі. У пацієнтів з більш тривалою іммобілізацією розгинання значно покращується, але повністю не відновлюється за стандартний курс 14 процедур, тому такі хворі потребують додаткових реабілітаційних заходів. Низькочастотна вібрація є тим механізмом, який запускає процеси відновлення та сприяє початку функціонального відновлення колінного суглоба.

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

^{© «}Травма» / «Trauma» («Travma»), 2022

[©] Видавець Заславський О.Ю. / Publisher Zaslavsky O.Yu., 2022

Для кореспонденції: Тяжелов Олексій Алімович, доктор медичних наук, професор, завідувач лабораторії біомеханіки, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», вул. Пушкінська, 80, м. Харків, 61024, Україна; тел. +380 (057) 725-14-74; e-mail: alzhar3001@gmail.com

For correspondence: A. Tyazhelov, MD, PhD, Professor, Head of Biomechanics Laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; phone +380 (057) 725-14-74; e-mail: alzhar3001@gmail.com

Вступ

Термін «суглобові контрактури» використовується для опису втрати пасивного діапазону рухів діартрозних суглобів, найбільш поширеного та рухомого типу суглобів. Контрактура суглобів є частим ускладненням після довготривалої іммобілізації кінцівки внаслідок травми. У нашому попередньому дослідженні [2] був проаналізований вплив вібраційної терапії на обсяг рухів у хворих з іммобілізаційними контрактурами ліктьового суглоба після позасуглобових переломів кісток верхніх кінцівок залежно від тривалості іммобілізації.

Контрактура колінного суглоба формується частіше внаслідок так званого невикористання суглоба. Тобто тривала зовнішня іммобілізація колінного суглоба зазвичай не використовується, але при ушкодженні довгих кісток нижньої кінцівки, а також ушкодженні надп'ятково-гомілкового суглоба та стопи виключається чи значно обмежується навантаження на кінцівку і, відповідно, обмежується функція колінного суглоба. Отже, контрактуру колінного суглоба можна класифікувати як контрактуру невикористання, що теж є одним з варіантів іммобілізаційних контрактур (далі будемо використовувати терміни «іммобілізація» та «іммобілізаційна контрактура»).

У колінному суглобі більшість функціональних дій вимагають амплітуди рухів у $110-120^\circ$, тобто не повного обсягу рухів, але практично всі функціональні дії вимагають повного розгинання гомілки. Так, достатня амплітуда рухів у колінному суглобі при ходьбі становить від 0° до 65°, при підйомі сходами — від 0° до 85°, при спуску сходами — від 0° до 90°, у положенні сидячи — від 0° до 90°, при підйомі із сидячого положення — від 0° до 95°, при зав'язуванні шнурків — від 0° до 105°, при їзді на велосипеді — від 0° до 115° тощо [8]. Втрата обсягу рухів у колінному суглобі призводить до зміни ходи, впливає на рухи в інших суглобах нижньої кінцівки, обмежує функціональні можливості людини [4], оскільки дефіцит розгинання всього на 5° призводить до кульгавості [5].

Хронічний характер перебігу цих ускладнень, слабка відповідь на терапію, негативний вплив на якість життя та інші причини роблять контрактуру колінного суглоба не тільки суто медичною, але і соціальною проблемою.

Профілактика розвитку контрактур є дуже важливим фактором лікування травм нижньої кінцівки, але, на жаль, з контрактурами часто приходиться мати справу, коли вони є хронічними та необоротними. Оскільки контрактури розвиваються повільно, їх не завжди виявляють вчасно, на ранніх стадіях розвитку [4].

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» вже впродовж багатьох років для лікування та профілактики різних видів суглобових контрактур різного генезу використовують низькочастотну локальну вібраційну терапію [1]. У роботі розглянуті результати лікування хворих з іммобілізаційними контрактурами колінного суглоба внаслідок позасуглобових травм (без ушкодження колінного суглоба) нижніх кінцівок. **Мета роботи:** вивчити вплив низькочастотної вібрації на зменшення післятравматичної контрактури колінного суглоба залежно від тривалості невикористання суглоба.

Матеріали та методи

Проведено вібротерапію 30 пацієнтам з контрактурами колінного суглоба, які сформувалися після позасуглобових переломів кісток нижньої кінцівки та надп'ятково-гомілкового суглоба. Пацієнтам виконували хірургічну стабілізацію відламків кісток, використовуючи різні засоби фіксації — гіпсову шину, апарати зовнішньої фіксації, ортези тощо. Вік пацієнтів був у межах від 20 до 60 років.

Пацієнти були поділені на 3 групи. І групу (10 осіб; 33,3 %) становили пацієнти, термін обмеження рухливості суглоба у яких не перевищував 6 тижнів (1,5 місяця). ІІ групу (12 осіб; 40 %) становили пацієнти, термін обмеження рухливості колінного суглоба яких становив від 7 до 14 тижнів (2–3 місяці). У ІІІ групі (8 осіб; 26,7 %) термін іммобілізації становив 5–6 місяців. Ці пацієнти, як правило, перенесли декілька оперативних втручань.

Пацієнтам пропонували стандартний курс вібротерапії, тривалість якого становила 14–15 сеансів по 10 хв. Вимірювання обсягу рухів (розгинання/згинання) проводили до та після кожної процедури. Частота вібраційного впливу становила 20 Гц. Під час вібраційної процедури пацієнти виконували вправи з елементами постізометричної релаксації. Процедура полягала у тому, що пацієнту треба було максимально зігнути колінний суглоб та зафіксувати положення на 10–15 секунд, потім розслабити м'язи на 10 секунд, далі максимально розігнути суглоб і також зафіксувати положення на 10–15 секунд, розслабити м'язи на 10 секунд і повторити вправи. Цикл складався з 10–15 повторювань. Між циклами вільне розташування на віброплатформі (відпочинок). Таких циклів у процедурі 10–12.

Результати вібротерапії оцінювали в 1, 2, 5, 10-й та останній день процедур. Через те, що контрактури колінного суглоба у пацієнтів були різного ступеня вираженості, зміни оцінювали в абсолютних одиницях та у відсотках.

Результати були оброблені статистично. Розраховували середнє (М), його стандартне відхилення (SD), розкид значень. Враховуючи нормальний розподіл даних, порівняння між часовими інтервалами у межах групи проводили за допомогою Т-тесту для повторних вимірювань. Порівняння між групами проводили за допомогою однофакторного дисперсійного аналізу.

Результати

Вібротерапію починали проводити за умови відсутності болю, виражених поверхневих ушкоджень та набряків суглоба. На першому сеансі пацієнту показували необхідні вправи для розробки рухів у суглобі, обирали зручну позу, висоту, на яку пацієнт здатний підняти ногу. Для досягнення найбільшого ефекту вібровпливу вправи пропонували виконувати стоячи. Якщо при виражених контрактурах пацієнти не могли поставити кінцівку на прилад, поруч ставили підставку, яка дорівнювала по висоті віброплатформі, а після досягнення необхідного кута згинання у колінному суглобі продовжували процедури без платформи. При проведенні вібророзробки рухів стоячи пацієнти мають триматися за додаткову опору — поручні або спинку стільця. Як показали вимірювання обсягу рухів у колінному суглобі впродовж лікування, тривалість обмеження рухливості має безпосередній вплив на вираженість контрактури та її «жорсткість» (табл. 1).

За даними статистичного дослідження пацієнтів з контрактурами колінного суглоба було виявлено, що у більшості хворих практично було відсутне обмеження

Ja		Обсяг рухів, градуси							
дур	Па		Розги	нання			Згин	ання	
Проце	Гру	До	Після	Відсоток зміни	р	До	Після	Відсоток зміни	р
1	I	3 ± 1 1 ÷ 5	3 ± 1 1 ÷ 5	21,2 ± 23,6 0 ÷ 75,0	t = 2,753 p = 0,022	89 ± 4 85 ÷ 97	93 ± 4 90 ÷ 100	4,6 ± 2,0 2,2 ÷ 8,2	t = -7,746 p = 0,001
	II	4 ± 2 1 ÷ 8	3 ± 2 1 ÷ 7	36,0 ± 23,9 0 ÷ 80,0	t = 4,432 p = 0,001	83 ± 3 78 ÷ 87	87 ± 2 85 ÷ 90	5,6 ± 1,9 1,2 ÷ 9,0	t = -11,000 p = 0,001
	III	6 ± 1 5 ÷ 7	5 ± 1 3 ÷ 6	20,1 ± 12,1 0 ÷ 40,0	t = 4,965 p = 0,002	67 ± 4 62 ÷ 75	72 ± 5 65 ÷ 80	6,8 ± 2,1 3,1 ÷ 10,3	t = -8,687 p = 0,001
	р	F = 6,156 p = 0,006	F = 5,6 p = 0,09	F = 1,86 p = 0,175		F = 73,706 p = 0,001	F = 70,572 p = 0,001	F = 2,908 p = 0,072	
2	I	3 ± 1 1 ÷ 5	2 ± 1 1 ÷ 5	20,3 ± 26,1 0 ÷ 75,0	t = 2,449 p = 0,037	89 ± 4 85 ÷ 97	96 ± 4 92 ÷ 105	7,5 ± 2,0 3,3 ÷ 9,2	t = -12,186 p = 0,001
	II	4 ± 2 1 ÷ 7	2 ± 1 1 ÷ 5	37,0 ± 24,2 0 ÷ 80,0	t = 4,988 p = 0,001	84 ± 3 78 ÷ 87	89 ± 3 85 ÷ 92	6,5 ± 1,3 4,9 ÷ 9,0	t = -18,835 p = 0,001
	III	6 ± 1 5 ÷ 7	4 ± 1 3 ÷ 6	22,2 ± 9,3 14,3 ÷ 40,0	t = 7,638 p = 0,001	68 ± 4 65 ÷ 75	73 ± 5 67 ÷ 82	7,1 ± 2,2 3,1 ÷ 9,3	t = -8,397 p = 0,001
	р	F = 6,815 p = 0,004	F = 8,022 p = 0,002	F = 1,863 p = 0,175		F = 79,094 p = 0,001	F = 76,779 p = 0,001	F = 0,816 p = 0,453	
5	Ι	3 ± 1 1 ÷ 4	2 ± 1 1 ÷ 4	33,3 ± 24,9 0 ÷ 66,7	t = 3,857 p = 0,004	96 ± 3 2 ÷ 102	101 ± 2 100 ÷ 105	5,6 ± 2,3 2,9 ÷ 8,7	t = -8,146 p = 0,001
	II	3 ± 1 1 ÷ 5	2 ± 1 1 ÷ 4	38,7 ± 19,6 0 ÷ 75,0	t = 5,745 p = 0,001	91 ± 5 82 ÷ 97	96 ± 4 90 ÷ 100	6,0 ± 2,3 3,1 ÷ 9,8	t = -9,729 p = 0,001
	III	5 ± 1 4 ÷ 6	4 ± 1 2 ÷ 4	25,8 ± 19,7 0 ÷ 66,7	t = 3,274 p = 0,014	76 ± 5 70 ÷ 82	78 ± 5 75 ÷ 88	7,2 ± 2,2 2,6 ÷ 10,0	t = -7,514 p = 0,031
	р	F = 13,179 p = 0,001	F = 10,526 p = 0,001	F = 0,863 p = 0,433		F = 53,127 p = 0,001	F = 70,573 p = 0,001	F = 1,087 p = 0,352	
10	Ι	2 ± 1 1 ÷ 2	1 ± 0 1 ÷ 2	25,0 ± 26,4 0 ÷ 50,0	t = 3,000 p = 0,015	109 ± 4 100 ÷ 115	114 ± 2 110 ÷ 115	4,5 ± 4,2 0 ÷ 15,0	t = -3,582 p = 0,006
	II	2 ± 1 1 ÷ 3	1 ± 1 1 ÷ 3	25,0 ± 26,1 0 ÷ 50,0	t = 3,317 p = 0,007	106 ± 59 7 ÷ 112	110 ± 5 100 ÷ 115	3,4 ± 1,3 1,9 ÷ 5,9	t = -9,466 p = 0,001
	III	3 ± 1 2 ÷ 5	2 ± 1 1 ÷ 4	40,4 ± 38,4 -33,3 ÷ 75,0	t = 2,762 p = 0,028	91 ± 6 75 ÷ 102	95 ± 6 80 ÷ 105	4,7 ± 2,3 2,2 ÷ 9,2	t = -5,065 p = 0,021
	р	F = 13,882 p = 0,001	F = 2,478 p = 0,103	F = 0,782 p = 0,467		F = 31,601 p = 0,001	F = 43,275 p = 0,001	F = 0,671 p = 0,519	
14	Ι	1 ± 0 1 ÷ 2	1 ± 0 0 ÷ 1	25,0 ± 42,5 0 ÷ 100,0	t = 1,964 p = 0,081	121 ± 5 110 ÷ 125	125 ± 3 120 ÷ 130	3,3 ± 2,6 0 ÷ 9,1	t = -4,275 p = 0,002
	II	1 ± 1 1 ÷ 3	1 ± 1 0 ÷ 2	36,1 ± 37,5 0 ÷ 100,0	t = 3,924 p = 0,002	114 ± 5 107 ÷ 120	117 ± 5 110 ÷ 125	2,7 ± 1,5 0 ÷ 4,5	t = -6,371 p = 0,001
	III	2 ± 1 1 ÷ 3	1 ± 0 1 ÷ 2	25,0 ± 28,2 0 ÷ 66,7	t = 2,37 p = 0,049	94 ± 7 79 ÷ 115	95 ± 10 80 ÷ 117	1,0 ± 3,5 1,7 ÷ 12,0	t = -1,391 p = 0,212
	р	F = 2,329 p = 0,117	F = 1,189 p = 0,320	F = 0,32 p = 0,728		F = 14,531 p = 0,001	F = 18,731 p = 0,001	F = 0,636 p = 0,537	

Таблиця 1. Обсяг розгинання та згинання в колінному суглобі впродовж лікування

розгинання. При іммобілізації впродовж 1-1,5 місяця у пацієнтів сформувалося незначне обмеження розгинання, у середньому $3 \pm 1^{\circ}$, що практично не впливає на параметри звичайної ходьби, хоча у деяких пацієнтів відмічали наявність обмеження розгинання до 5°. Вже після першої процедури вібророзробки у більшості хворих відмічали збільшення кута розгинання,

хоча середнє значення по групі залишилось тим же, зміни виявилися статистично значущими (p = 0,022). Після іммобілізації протягом 2–3 місяців у пацієнтів відмічали обмеження розгинання, в середньому 4 \pm 2°, хоча спостерігали обмеження і у 8°. Після першої процедури розробки обмеження розгинання статистично значуще зменшилося (p = 0,001) до 3 \pm 2°. У III групі

Tađ	блиця 2. Загальній	обсяг рухів у к	олінному с	углобі впродовж лікування	

0a		Загальний обсяг рухів, градуси				
Процедук	Група	Відсоток втрати між процедурами	До	Після	Відсоток зміни	р
1	I		85 ± 4 80 ÷ 94	90 ± 4 85 ÷ 98	5,6 ± 1,6 3,5 ÷ 8,3	t = -11,529 p = 0,001
	II		78 ± 4 73 ÷ 84	84 ± 3 78 ÷ 89	8,1 ± 2,6 2,4 ÷ 12,0	t = -11,318 p = 0,001
	III		62 ± 4 56 ÷ 68	68 ± 5 59 ÷ 74	9,3 ± 2,3 5,4 ÷ 12,7	t = -10,286 p = 0,001
	р		F = 83,133 p = 0,001	F = 70,058 p = 0,001	F = 6,322 p = 0,006	
2	I	-5,0 ± 1,5 -7,3 ÷ -3,4	86 ± 4 80 ÷ 94	93 ± 5 87 ÷ 103	8,6 ± 1,5 5,9 ÷ 11,0	t = -18,500 p = 0,001
	II	-6,5 ± 3,2 -12,0 ÷ -1,2	79 ± 4 74 ÷ 86	86 ± 3 80 ÷ 91	9,1 ± 2,2 5,8 ÷ 12,5	t = -15,117 p = 0,001
	111	-7,9 ± 3,4 -10,9 ÷ 1,0	63 ± 3 59 ÷ 68	69 ± 5 62 ÷ 76	9,8 ± 2,4 5,1 ÷ 12,5	t = -10,550 p = 0,001
	р	F = 87,231 p = 0,001	F = 81,047 p = 0,001	F = 0,647 p = 0,532	F = 2,351 p = 0,114	
5	I	-3,7 ± 1,9 -6,7 ÷ -1,0	93 ± 4 88 ÷ 100	99 ± 2 96 ÷ 104	6,7 ± 2,4 3,1 ÷ 10,0	t = -9,858 p = 0,001
	II	$-4,1\pm 3,4$ $-8,0\div 3,2$	88 ± 5 80 ÷ 96	94 ± 4 88 ÷ 99	7,7 ± 2,9 3,1 ÷ 11,4	t = -9,834 p = 0,001
	111	$-6,8 \pm 2,1$ $-10,8 \div -4,3$	71 ± 5 65 ÷ 77	77 ± 5 71 ÷ 84	9,6 ± 1,3 8,3 ÷ 12,3	t = -27,000 p = 0,001
	р	F = 57,811 p = 0,001	F = 81,554 p = 0,001	F = 3,263 p = 0,054	F = 3,583 p = 0,042	
10	I	-3,2 ± 3,7 -12,1 ÷ 1,8	107 ± 4 99 ÷ 113	113 ± 2 108 ÷ 114	5,1 ± 4,2 1,9 ÷ 15,2	t = -4,104 p = 0,003
	II	-2,8 ± 2,3 -7,1 ÷ 1,9	104 ± 5 96 ÷ 110	108 ± 5 99 ÷ 114	3,9 ± 1,5 1,9 ÷ 7,1	t = -9,800 p = 0,001
	Ш	$-2,5 \pm 2,6$ $-6,8 \div 2,2$	88 ± 6 81 ÷ 99	92 ± 6 79 ÷ 104	6,5 ± 3,5 1,1 ÷ 13,3	t = -4,440 p = 0,001
	р	F = 38,245 p = 0,001	F = 42,534 p = 0,001	F = 1,610 p = 0,218	F = 0,130 p = 0,879	
14	1	$-1,3 \pm 2,9$ $-7,3 \div 2,5$	120 ± 5 109 ÷ 124	124 ± 3 119 ÷ 129	3,6 ± 2,8 1,0 ÷ 10,1	t = -4,209 p = 0,002
	II	$-2,2 \pm 1,9 \\ -5,1 \div 0,0$	113 ± 4 106 ÷ 118	116 ± 5 109 ÷ 124	3,3 ± 1,7 0,8 ÷ 5,5	t = -6,775 p = 0,001
	111	$-2,5 \pm 3,9$ $-5,2 \div 5,8$	93 ± 8 96 ÷ 114	95 ± 6 80 ÷ 115	2,7 ± 3,8 1,8 ÷ 13,4	t = -1,716 p = 0,067
	р	F = 15,827 p = 0,001	F = 20,251 p = 0,001	F = 0,668 p = 0,521	F = 0,855 p = 0,436	

(5-6 місяців іммобілізації) у пацієнтів кут розгинання був приблизно 6 \pm 1°, але після першої процедури вібророзробки статистично значуще (p = 0,002) зменшився до 5 \pm 1°. Відмітимо, що у пацієнтів I та II груп обмеження розгинання до 1° відбулося вже на 5-ту — 7-му процедуру, а в III групі — після 10-го процедурного дня.

Основна проблема у пацієнтів після іммобілізації нижньої кінцівки з приводу позасуглобових ушкоджень полягала у формуванні розгинальної контрактури, тобто обмеження кута згинання колінного суглоба. У хворих I групи (іммобілізація протягом 1–1,5 місяця) до початку процедур кут згинання становив у середньому 89 ± 4°, а після першої процедури вібраційної розробки статистично значуще (p = 0.001) збільшився до $93 \pm 4^{\circ}$. У пацієнтів II групи (2–3 місяці іммобілізації) кут згинання до процедур у середньому становив $83 \pm 3^{\circ}$, але після першої процедури значуще (p = 0,001) збільшився до 87 ± 2°. Найгірші результати після тривалої іммобілізації були в пацієнтів III групи (іммобілізація протягом 5-6 місяців): у середньому кут згинання становив 67 ± 4°, а після першої процедури значуще (p = 0,001) збільшився до 72 ± 5°. Загальний приріст кута згинання становив $5,6 \pm 2,1^{\circ}$.

На другий процедурний день у пацієнтів відмічали деяку втрату кута розгинання, але після процедури відмічали збільшення розгинання. Так, у І групі хворих розгинання з 89 ± 4° сягнуло 96 ± 4°, тобто на 7,5 ± 2,0 %, у ІІ групі — з 84 ± 3° до 89 ± 3°, тобто на 6,5 ± 1,3 %, у ІІІ групі — з 68 ± 4° до 73 ± 5°, тобто на 7,1 ± 2,2 %. Зміни у всіх групах статистично значущі.

Помітний результат згинання (більше 90°) у пацієнтів І та ІІ груп відмічали після 5-ї процедури. У І групі на 5-й процедурний день згинання збільшилося в середньому до $101 \pm 2^\circ$, у ІІ групі — до $96 \pm 4^\circ$. У ІІІ групі результати були гіршими і становили в середньому $76 \pm 5^\circ$ до процедури та $81 \pm 5^\circ$ — після.

У III групі 90° згинання пацієнти досягли тільки після 10-ї процедури вібророзробки. У більшості пацієнтів І та II груп на 10-ту добу відмічали значне покращення згинання до 100–115°.

Наприкінці циклу вібраційної розробки колінного суглоба у пацієнтів І групи відмічали кут згинання $125 \pm 3^{\circ}$, а у деяких — повне згинання до 130° , у ІІ групі — 117 $\pm 5^{\circ}$, у деяких — до 125° . У ІІІ групі кут згинання колінного суглоба був у середньому $95 \pm 10^{\circ}$, у межах від 80° до 117° . Тобто практично у всіх хворих спостерігали достатній кут згинання колінного суглоба для виконання основних функціональних дій.

Дані про загальний обсяг рухів у колінному суглобі до та після першої процедури наведено в табл. 2.

У пацієнтів після іммобілізації колінного суглоба кут розгинання не сильно впливав на загальний обсяг рухів, головним чинником зменшення загального обсягу рухів було обмеження згинання. Вібраційна розробка рухів помітно збільшувала розгинання та згинання суглоба, тим самим збільшуючи і загальний обсяг рухів.

У І групі до розробки загальний обсяг рухів становив $85 \pm 4^\circ$, а після першої процедури — $90 \pm 4^\circ$, у ІІ групі



Рисунок 1. Динаміка обсягу рухів у пацієнтів у процесі проведення локальної низькочастотної вібраційної розробки колінного суглоба

обсяг рухів змінився з $78 \pm 4^{\circ}$ до $84 \pm 3^{\circ}$, у III — з $62 \pm 4^{\circ}$ до $68 \pm 5^{\circ}$. У всіх групах збільшення обсягу рухів було статистично значущим (р = 0,001).

Треба відмітити, що перед другою процедурою у пацієнтів відмічали втрату обсягу рухів від $5,0 \pm 1,5 \%$ у І групі до $7,9 \pm 3,4 \%$ — у ІІІ групі, але після другої процедури збільшення обсягу рухів продовжилося в середньому на 10 % у всіх хворих.

Втрати обсягу рухів між процедурами спостерігалися впродовж всього циклу, але поступово зменшувалися після 10-го дня, що може бути наслідком закріплення досягнутого результату розробки рухливості суглоба.

Наприкінці циклу вібраційної розробки, тобто на 14-ту процедуру, у пацієнтів І групи обсяг рухів у колінному суглобі сягнув $124 \pm 3^\circ$, у ІІ групі — $116 \pm 5^\circ$, у ІІ групі обсяг рухів становив $110 \pm 6^\circ$.

На діаграмі (рис. 1) показана динаміка збільшення обсягу рухів у колінному суглобі впродовж вібраційної розробки.

На діаграмі показано, що після першої процедури у пацієнтів відбувається помітне збільшення обсягу рухів у суглобі, але в подальшому приріст уповільнюється, і тільки після 5-ї (у деяких хворих — після 7-ї) процедури спостерігаємо стійкий приріст обсягу рухів.

На діаграмі показано, що результати розробки в III групі гірші, ніж в I та II групах. Це підтверджує однофакторний дисперсійний аналіз ANOVA: за результатами апостеріорного тесту Дункана (табл. 3), дані III групи значуще ($\alpha = 0,005$) відрізняються від результатів в інших групах.

За даними статистичного аналізу, результати в групах пацієнтів значуще відрізняються на всіх процедурних етапах.

Зазвичай пацієнти III групи за можливості продовжували курс вібророзробки після тижневої перерви, часто вібророзробка супроводжувалася іншими лікувальними процедурами та ЛФК.

Загальний приріст обсягу рухів у пацієнтів наведено в табл. 4.

		Різниця на рівні a = 0,005																
ла		До								Після	проц	едури	I					
ſb	пр	оцеду	ри		1			2			5			10			14	
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
Ш	62			68			69			77			93			95		
П		78			84			87			94			108			116	
1			85			90			93			99			113			124

Таблиця 3. Результати однофакторного дисперсійного аналізу з апостеріорним тестом Дункана

	· · · ·						
Гаолиня 4. Зміни	ODCALA DAXIB A	΄ κοπιμμοΜν	΄ ΟΥΓΠΟΌΙ Β	προμεςι προκε	елення вібраі	пиної розі	лооки
астари не спини	y prince i		0,1,1,0,0,1,2	процесттрове	дония втори		

			Cror		
Параметр Групи		Перед першою Після процедурою останньої (градуси) (градуси) Відсоток зміни		значущість зміни (р)	
	I	85 ± 4 80 ÷ 94	124 ± 3 119 ÷ 129	31,2 ± 3,1 24,8 ÷ 35,5	t = -29,769 p = 0,001
Загальний	II	78 ± 4 73 ÷ 84	116 ± 5 109 ÷ 124	$32,8 \pm 3,2$ 24,8 \div 35,9	t = -29,859 p = 0,001
обсяг рухів	III	62 ± 4 56 ÷ 68	95 ± 6 80 ÷ 115	$30,7\pm 8,0$ $20,7\div 35,4$	t = -37,049 p = 0,001
	р	F = 83,133 p = 0,001	F = 20,251 p = 0,001	F = 49,445 p = 0,001	

Результатом локальної низькочастотної розробки колінного суглоба стало збільшення обсягу рухів у колінному суглобі. У пацієнтів І групи до початку розробки був максимальний обсяг рухів $85 \pm 4^{\circ}$, який після процедур збільшився до $124 \pm 3^{\circ}$, тобто на $31,2 \pm 3,1$ %, у ІІ групі при початковому обсягу рухів $78 \pm 4^{\circ}$ було досягнуто результат у $116 \pm 5^{\circ}$, збільшення відбулося на $32,8 \pm 3,2$ %, у ІІІ групі первинно був найменший обсяг рухивості колінного суглоба — $62 \pm 4^{\circ}$, що після курсу вібророзробки досяг $95 \pm 6^{\circ}$, збільшення обсягу рухів відбулося на $30,7 \pm 8,0$ %.

Обговорення результатів

Контрактура колінного суглоба при травмах нижніх кінцівок без ушкодження самого суглоба формується внаслідок обмеження рухливості та навантаження. Тому контрактуру колінного суглоба відносимо до контрактур невикористання. Незначні рухи у суглобі не дають повністю припинити живлення хряща, суглобова капсула продовжує працювати, хоча в неповному обсязі.

Тому основним фактором, який впливає на формування контрактури колінного суглоба, є зниження сили м'язів. Дане припущення підтверджують дослідження вчених зі Словенії, які провели аналіз формування обмеження рухливості у суглобах на основі об'єднаної вибірки 318 здорових пацієнтів після бездіяльності або механічного розвантаження внаслідок ліжкового режиму. Результати показують логарифмічну втрату сили, викликану бездіяльністю, і атрофію м'язів — розгиначів коліна, що несуть навантаження. Найбільша швидкість зниження м'язової сили та атрофії спостерігалася на ранніх стадіях ліжкового режиму та залишалась незмінно низькою починаючи приблизно з 35-ї доби невикористання кінцівки, у той же час змінюються властивості самих м'язів — збільшується їх жорсткість [7]. Головний внесок у формування контрактури колінного суглоба роблять зміни підколінних сухожилків, які при обмеженні рухливості втрачають еластичність [6].

Саме тому, на нашу думку, у пацієнтів з різними термінами іммобілізації кут згинання ставав меншим зі збільшенням терміну іммобілізації. М'язи втрачають силу і разом з тим здатність до повноцінного згинання коліна, а термін іммобілізації впливає на зміни підколінних сухожилків, що, у свою чергу, впливає на здатність відновити згинання.

Тому чим більша тривалість іммобілізації, тим важче проходить процес відновлення згинання.

На розгинання колінного суглоба також впливає зміна еластичності підколінних сухожилків. Але перебудова, зменшення еластичності сухожилків — це тривалий процес, який займає декілька місяців. Тому у пацієнтів з тривалістю іммобілізації менше ніж 3 місяці після процедур доволі швидко відновлюється розгинання, а у хворих з тривалістю іммобілізації більше ніж 5 місяців досягти фізіологічної норми важко, і необхідна тривала реабілітація.

За даними D. Bączkowicz et al. [3], процеси в колінному суглобі після шеститижневої іммобілізації є оборотними та відносно швидко відновлюється повний обсяг рухів у суглобі, але після цього терміну реабілітація повинна бути більш тривалою, у всякому разі більше ніж 2 тижні.

Висновки

Низькочастотна локальна вібраційна розробка рухів у колінному суглобі та вправи на розтягування з елементами постізометричної релаксації є прогресивним методом розробки післяіммобілізаційних контрактур, у тому числі застарілих. Дані процедури у пацієнтів з термінами іммобілізації до 2 місяців призводять до відновлення розгинання у колінному суглобі. У пацієнтів з більш тривалою іммобілізацію переважно покращується розгинання, але воно повністю не відновлюється за стандартний курс 14 процедур, тому такі хворі потребують додаткових реабілітаційних заходів. Низькочастотна вібрація є тим механізмом, який запускає процеси відновлення та сприяє початку функціонального відновлення колінного суглоба.

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

Список літератури

1. Карпинский М.Ю., Ноздрачева Э.В. Влияние вибромассажа на лечение контрактур коленного сустава. Ортопедия, травматология и протезирование. 1994. № 4. С. 108-109.

2. Тяжелов О.А., Фіщенко В.О., Карпінська О.Д., Карпінський М.Ю., Хасавнех А.А.М. Аналіз результатів вібраційної терапії іммобілізаційних контрактур у пацієнтів після позасуглобових переломів верхньої кінцівки. Травма. 2022. Т. 23(3). С. 50-57. doi: https://doi.org/10.22141/1608-1706.3.23.2022.900. 3. Bączkowicz D., Skiba G., Falkowski K., Domaszewski P., Selkow N. Effects of Immobilization and Re-Mobilization on Knee Joint Arthrokinematic Motion Quality. J. Clin. Med. 2020. 9(2). 451. doi: 10.3390/jcm9020451.

4. Campbell M., Dudek N., Trudel G. Joint contractures. In: Frontera W.R., Silver J.K., Rizzo T.D. Jr, eds. Essentials of Physical Medicine and Rehabilitation: Musculoskeletal Disorders, Pain, and Rehabilitation, 3rd ed. Philadelphia, PA: Saunders, 2014. 651-655.

5. Chen M.R., Dragoo J.L. Arthroscopic releases for arthrofibrosis of the knee. J. Am. Acad. Orthop. Surg. 2011. 19(11). 709-16. doi: 10.5435/00124635-201111000-00007.

6. Khatri K., Bansal D., Rajpal K. Management of Flexion Contracture in Total Knee Arthroplasty. In: Knee Surgery — Reconstruction and Replacement. London, United Kingdom: Intech Open, 2020 [Online]. Available: https://www.intechopen. com/chapters/70352. doi: 10.5772/intechopen.90417.

7. Marusic U., Narici M., Simunic B., Pisot R., Ritzmann R. Nonuniform loss of muscle strength and atrophy during bed rest: a systematic review. J. Appl. Physiol. (1985). 2021. 131(1). 194-206. doi: 10.1152/japplphysiol.00363.2020.

8. Pereira L., Rwkabayiza S., Lécureux E., Jolles B. The knee smartphone-application goniometer is a more reliable tool than the standard goniometer in acute orthopaedic settings. Physiotherapy. 2015. 101. e1192-e1193. doi:10.1016/j. physio.2015.03.2117.

> Отримано/Received 06.09.2022 Рецензовано/Revised 15.09.2022 Прийнято до друку/Accepted 25.09.2022 ■

Information about authors

Alexei Tyazhelov, MD, PhD, Professor, Head of Biomechanics Laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; +380 (057) 725-14-74; e-mail: alzhar3001@gmail.com; https://orcid.org/0000-0002-0534-0528

Volodymyr Fischenko, MD, PhD, Professor, Head of the Department of Traumatology and Orthopedic, National Pirogov Memorial Medical University, Pirogov st., 56, Vinnytsia, 21018, Ukraine; e-mail: vafischenko@yandex.ua; https://orcid.org/0000-0001-9811-7861

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", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; +380 (057) 725-14-74; e-mail: helen.karpinska@gmail.com; https://orcid.org/0000-0002-1482-7733

Mykhailo Karpinsky, Senior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; +380 (057) 725-14-74; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; https://orcid.org/0000-0002-3004-2610

Ayham Adli Mohammad Khasawneh, postgraduate student of the Department of Traumatology and Orthopedic, National Pirogov Memorial Medical University, Pirogov st., 56, Vinnytsia, 21018, 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 the manuscript.

O.A. Tyazhelov¹, V.O. Fishchenko², O.D. Karpinska¹, M.Yu. Karpinsky¹, A.A.M. Khasawneh² ¹State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

²National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine

Analysis of the results of vibration therapy for contractures of the knee joint after immobilization in patients with extra-articular fractures of the lower extremities

Abstract. *Background.* Joint contracture is a frequent complication after immobilization of a limb due to injury. Rigid immobilization of the knee joint is usually not used, but in case of damage to the bones of the lower limb (shin and femur), as well as damage to the ankle joint and foot, the mobility of the knee joint is limited, and the load on the limb is excluded or significantly limited, and, respectively, on the knee joint too. Therefore, the contracture of the knee joint can be classified as a contracture of disuse, which is also one of the types of contractures after immobilization. The work examines treatment

outcomes in patients with knee joint contractures caused by immobilization due to extra-articular injuries (without damage to the knee joint) of the lower extremities. The objective was to study the effect of low-frequency vibration on the reduction of post-traumatic contracture of the knee joint. *Materials and methods.* Vibrotherapy was performed in 30 patients with knee joint contractures, which developed after extra-articular fractures of the bones of the lower limb and the ankle joint after different periods of immobilization: the first group (1 month) — 10 patients, the second group (2 months) — 12 people, the third group (5-6 months) - 8 individuals. Patients were offered a standard course of vibrotherapy the duration of which was 14-15 sessions of 10 minutes each. The range of motion (extension/flexion) was measured before and after each procedure. The frequency of vibration was 20 Hz. The volume of movements was evaluated on the days 1, 2, 5, 10 and on the last day (14-15) of procedure. Results. Vibrotherapy was started under the condition of absence of pain, pronounced surface damage and swelling of the joint. With immobilization for 1–1.5 months, the patients developed a slight limitation of extension, on average $3 \pm 1^{\circ}$, and limitation of flexion, on average $89 \pm 4^\circ$; with immobilization for 2–3 months, extension was $4 \pm 2^\circ$, flexion $-83 \pm 3^\circ$; with immobilization for 5–6 months, the extension angle was limited to an average of $6 \pm 1^\circ$, flexion $-67 \pm 4^\circ$. After the first procedure, an increase in the volume of movements was on average 10 % for all patients. Loss of range of motion ranged from 5 to 10 % between the first 5 procedures, and decreased to 3 %by the end of the vibration cycle. The result of local low-frequency therapy of the knee joint was an increase in the range of its motion.

The patients of group I had the maximum range of motion before exercises were started $-85 \pm 4^\circ$, which after the procedures increased to $124 \pm 3^{\circ}$, i.e. by 31.2 ± 3.1 %; in group II at the initial range of movements of $78 \pm 4^\circ$, a result of $116 \pm 5^\circ$ was achieved, an increase was 32.8 \pm 3.2 %; group III initially had the lowest mobility of the knee joint $-62 \pm 4^\circ$, and after the vibration course, it reached the level of $110 \pm 6^{\circ}$, the range of motion increased by 43.7 ± 2.0 %. Conclusions. Low-frequency local vibration development of movements in the knee joint and stretching exercises with elements of post-isometric relaxation is a progressive method to control contractures caused by immobilization, including old ones. These procedures in patients with periods of immobilization of up to 2 months lead to restoration of extension in the knee joint. In people with longer immobilization, extension improves significantly, but is not completely restored during the standard course of 14 procedures, so such patients require additional rehabilitation measures. Low-frequency vibration is the mechanism that initiates the recovery process and promotes the beginning of the functional restoration of the knee joint.

Original Researches



DOI: https://doi.org/10.22141/1608-1706.5.23.2022.911

Хмизов С.О., Якушкін Є.Ю., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

Вивчення відносних деформацій зв'язкового апарату колінного суглоба при аплазії хрестоподібних зв'язок та після їх відновлення (математичне моделювання)

Резюме. Актуальність. Основним та самим ефективним способом лікування нестабільності колінного суглоба при аплазії хрестоподібних зв'язок є позасуглобова реконструкція зв'язкового апарату колінного суглоба. Тому для вивчення ефективності даного методу лікування проводиться математичне моделювання. Мета: вивчити величини деформацій у зв'язковому апараті колінного суглоба при аплазії хрестоподібних зв'язок до та після реконструктивного втручання та порівняння отриманих результатів з нормою. Матеріали та методи. Розроблена базова скінченно-елементна модель нижньої кінцівки, яка була доповнена колатеральними та хрестоподібними зв'язками колінного суглоба. На основі базової моделі була розроблена модель з аплазією хрестоподібних зв'язок колінного суглоба та модель, яка відображає стан колінного суглоба після виконання реконструктивного оперативного втручання за методикою SUPERknee за D. Paley. Модель випробували під впливом вертикального навантаження в положенні згинання колінного суглоба під кутом 135°. Результати. При нормальній будові колінного суглоба максимальні відносні деформації величиною 4,0% бере на себе задня хрестоподібна зв'язка. Відносні деформації передньої хрестоподібної зв'язки вдвічі менші і не перевищують показника 2,0 %. Також на рівні 2,0 % визначаються відносні деформації латеральної зв'язки, тоді як відносні деформації медіальної зв'язки сягають значення 3,0%. Відсутність хрестоподібних зв'язок при їх аплазії збільшує навантаження на колатеральні зв'язки колінного суглоба, і, як наслідок, підвищується величина їх відносних деформацій. Так, відносні деформації медіальної зв'язки збільшуються до позначки 5,0 %, а латеральної зв'язки — до 3,0 %. Значно більша пружність і менша пластичність штучного матеріалу зв'язок після відновлення зв'язкового апарату за методикою SUPERknee за D. Paley обумовлюють і меншу їх деформацію. Найбільші відносні деформації лавсанової стрічки 2,0 % спостерігаються в передній частині та на латеральному боці суглоба. На медіальному боці відносні деформації стрічки визначаються на рівні 1,0%. У задній частині, при обраному варіанті навантаження суглоба, деформації стрічки практично відсутні. Висновки. Аплазія хрестоподібних зв'язок призводить до підвищення величин відносних деформацій в елементах зв'язкового апарату колінного суглоба. Після відновлення зв'язкового апарату колінного суглоба за методикою SUPERknee за D. Paley величини відносних деформацій в елементах зв'язкового апарату колінного суглоба зменшуться нижче показників моделі в нормі, що обумовлено механічними властивостями штучного матеріалу, що замінює зв'язки. Низькій рівень відносних деформацій у стрічці є передумовою стабільності колінного суглоба. Ключові слова: хрестоподібні зв'язки; аплазія; деформації

Вступ

Аплазія хрестоподібних зв'язок є основною причиною нестабільності колінного суглоба при вроджених повздовжніх вадах розвитку нижніх кінцівок [1]. Giorgi перший описав анатомію колінного суглоба при аплазії хрестоподібних зв'язок, вказуючи, що за відсутності хрестоподібних зв'язок форма суглобових поверхонь змінюється та стає подібною до «кулі та виїмки» [2]. Основним та самим ефективним способом лікування нестабільності колінного суглоба при аплазії хрестоподібних зв'язок є позасуглобова реконструкція зв'язкового апарату колінного суглоба. Тому для

^{© «}Травма» / «Trauma» («Travma»), 2022

[©] Видавець Заславський О.Ю. / Publisher Zaslavsky O.Yu., 2022

Для кореспонденції: Хмизов Сергій Олександрович, д-р мед. наук, професор, завідувач відділу патології хребта та суглобів дитячого віку ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка Національної академії медичних наук України», вул. Пушкінська, 80, м. Харків, 61024, Україна; тел. +380 (050) 183 14 03; e-mail: s.khmyzov@gmail.com For correspondence: Khmyzov Sergiy, MD, PhD, Professor, Head of the Department of Child Spine and Joint Pathology, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the

National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; +380 (050) 183 14 03; e-mail: s.khmyzov@gmail.com **Full list of authors information is available at the end of the article.**



Рисунок 1. Скінченно-елементна модель колінного суглоба в нормі: а— загальний вигляд; б— вигляд спереду; в— вигляд ззаду; г— вигляд з латерального боку; д— вигляд з медіального боку

вивчення ефективності даного методу лікування в нашому дослідженні проводиться математичне моделювання напружено-деформованого стану у колінному суглобі при аплазії хрестоподібних зв'язок до та після реконструктивного втручання та порівняння отриманих результатів з нормою.

Мета: вивчити величини деформацій у зв'язковому апараті колінного суглоба при аплазії хрестоподібних зв'язок до та після реконструктивного втручання та порівняти отримані результати з нормою.

Матеріали та методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» була розроблена базова скінченно-елементна модель нижньої кінцівки [3], яка була доповнена колатеральними та хрестоподібними зв'язками колінного суглоба (рис. 1).

Також на основі базової моделі була розроблена модель з аплазією хрестоподібних зв'язок колінного суглоба. Зовнішній вигляд моделі наведено на рис. 2. Третя модель була побудована на основі моделі колінного суглоба з аплазією хрестоподібних зв'язок і відображає стан колінного суглоба після виконання реконструктивного оперативного втручання за методикою SUPERknee за D. Paley [4]. Для цього в попередню модель були введені елементи, що моделюють штучні зв'язки з лавсану. Лавсан був обраний як біологічно нейтральний матеріал, що є найближчим за механічними властивостями до зв'язок, створених під час реконструкції із широкої фасції стегна та прошитих спеціальним швом із нитки, що не розсмоктується.

При моделюванні матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент був обраний 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Механічні характеристики біологічних тканин обирали за даними літератури [5–7]. Характеристики штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури [8]. Механічні характеристики матеріалів, що використовували в розрахунках, наведені в табл. 1.

Модель випробовували під впливом вертикального навантаження в положенні згинання колінного сугло-



Рисунок 2. Скінченно-елементна модель колінного суглоба: а — вигляд спереду; б — вигляд ззаду; в — вигляд з латерального боку; г — вигляд з медіального боку



Рисунок 3. Скінченно-елементна модель колінного суглоба після виконання оперативного втручання за методикою SUPERknee за D. Paley: а — вигляд спереду; б — вигляд ззаду; в — вигляд з латерального боку; г — вигляд з медіального боку

ба під кутом 135°. Схему навантаження моделі наведено на рис. 4.

До головки стегна прикладали навантаження величиною 270 Н, що відповідає середній масі тіла 10-річної дитини без урахування маси опорної кінцівки [9]. Також до головки стегна прикладали обертаючий момент величиною 104,3 Нм, а до надколінка прикладали рівнодіючу силу м'язів — розгиначів стегна величиною 1080 Н. Величини обертаючого моменту та рівнодіючої сили розгиначів стегна визначали за допомогою математичної моделі, розробленої в ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» [10–12].

Дослідження напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою методу скінченних елементів. Як критерій оцінки напруженого стану моделей використовували відносні деформації матеріалу [13].

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проєктування Solid Works. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу Cosmos M [14].

Результати

У результаті математичного моделювання були визначені величини відносних деформацій, які виникають у зв'язках колінного суглоба досліджених варіантів моделі. Розподіл відносних деформацій у зв'язках колінного суглоба в нормі наведено на рис. 5.



Рисунок 4. Схема навантаження моделі

Ιαήπμια	1 Механіцці хапактепистики	Ι ΜΑΤΕΝΙΑΠΙΡ ΙΙΙΟ ΒΙΙΚΟΝ	ΝCTORVR2ΠΗ ΠΟΗ ΜΟΠΕΠЮΡ2ΗΗ
паолиця	г. тслатт тт ларактерноттки	і матеріаль, що ыкор	потовували при моделювании

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, v
Кортикальна кістка [3]	18400	0,3
Губчаста кістка [3]	1040	0,3
Хрящова тканина [4]	5,58	0,45
Зв'язки [5]	330	0,40
Лавсан [6]	6000	0,34



Рисунок 5. Картина розподілу відносних деформацій у зв'язках колінного суглоба в нормі: а — вигляд спереду; б — вигляд ззаду; в — вигляд з латерального боку; г — вигляд з медіального боку



Рисунок 6. Картина розподілу відносних деформацій у зв'язках колінного суглоба при аплазії хрестоподібних зв'язок: а — вигляд спереду; б — вигляд ззаду; в — вигляд з латерального боку; г — вигляд з медіального боку



Рисунок 7. Картина розподілу відносних деформацій у зв'язках колінного суглоба після відновлення зв'язкового апарату за методикою SUPERknee: а — вигляд спереду; б — вигляд ззаду; в — вигляд з латерального боку; г — вигляд з медіального боку



Рисунок 8. Діаграма величин відносних деформацій у зв'язках колінного суглоба

При нормальній будові колінного суглоба й обраному варіанті навантаження максимальні відносні деформації величиною 4,0 % бере на себе задня хрестоподібна зв'язка. Відносні деформації передньої хрестоподібної зв'язки вдвічі менші і не перевищують показника 2,0 %. Також на рівні 2,0 % визначаються відносні деформації латеральної зв'язки, тоді як відносні деформації медіальної зв'язки сягають значення 3,0 %.

Розглянемо, як відображається відсутність хрестоподібних зв'язок на деформації колатеральних. Картина розподілу відносних деформацій у зв'язках колінного суглоба при аплазії хрестоподібних зв'язок наведена на рис. 6.

Відсутність хрестоподібних зв'язок при їх аплазії збільшує навантаження на колатеральні зв'язки колінного суглоба, і, як наслідок, підвищується величина їх відносних деформацій. Так, відносні деформації медіальної зв'язки збільшуються до позначки 5,0 %, а латеральної зв'язки — до 3,0 %.

На рис. 7 наведено розподіл відносних деформацій у зв'язках колінного суглоба після відновлення зв'язкового апарату за методикою SUPERknee. Значно більша пружність і менша пластичність штучного матеріалу зв'язок після виконання відновлення зв'язкового апарату за методикою SUPERknee за D. Paley обумовлюють і меншу їх деформацію. Найбільші відносні деформації лавсанової стрічки 2,0 % спостерігаються в передній частині та на латеральному боці суглоба. На медіальному боці відносні деформації стрічки визначаються на рівні 1,0 %. У задній частині, при обраному варіанті навантаження суглоба, деформації стрічки практично відсутні.

Дані про величини відносних деформацій у зв'язковому апараті колінного суглоба різних варіантів моделі наведені в табл. 2.

Діаграма, яка наведена на рис. 8, дає наочне уявлення про співвідношення величин відносних деформацій в елементах зв'язкового апарату колінного суглоба різних моделей.

Як видно на діаграмі, відновлення зв'язок колінного суглоба за допомогою штучного матеріалу за методикою SUPERknee забезпечує значно менші деформації елементів зв'язкового апарату і, як наслідок, більшу стабільність колінного суглоба, навіть порівняно з нормою.

Таблиця 2. Величини відносних деформацій у зв'язках колінного суглоба

Звідоки	Відносна деформація, %						
	Норма	Дефект	SUPERknee				
Латеральна	2,0	3,0	2,0				
Медіальна	3,0	5,0	1,0				
Передня хрестоподібна	2,0		2,0				
Задня хрестоподібна	4,0		0,0				

Висновки

Аплазія хрестоподібних зв'язок призводить до підвищення величин відносних деформацій в елементах зв'язкового апарату колінного суглоба. Після відновлення зв'язкового апарату колінного суглоба за методикою SUPERknee за D. Paley величини відносних деформацій в елементах зв'язкового апарату колінного суглоба зменшуються нижче показників моделі в нормі, що обумовлено механічними властивостями штучного матеріалу, який замінює зв'язки. Низькій рівень відносних деформацій у стрічці є передумовою стабільності колінного суглоба.

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

Список літератури

1. Khmyzov S., Yakushkin Y., Katsalap Y. Knee jointinst ability in conditions of congenital malformations of the lower extremities. Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics. 2021. (1). 80-85. https://doi.org/10.15674/0030-59872021180-85

2. Giorgi B. Morphologic variations of the intercondylar eminence of the knee. Clinical Orthopaedics. 1956. Vol. 8. P. 209-217.

3. Корольков О.І., Кацалап Є.С., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Напружено-деформований стан кульшового суглоба в дітей з асептичним некрозом головки стегнової кістки (повідомлення перше). Ортопедия, травматология и протезирование. 2018. № 3. С. 85-92. DOI: 10.15674/ 0030-59872018385-92.

4. Paley D., Standard S.C., Wiesel S.W. Treatment of congenital femoral deficiency. Operative techniques in orthopaedic surgery. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2010. P. 1202-1223.

5. Bone mechanics handbook. Ed. by Stephen C. Cowin. CRC Press Reference, 2001.

6. Vidal-Lesso A., Ledesma-Orozco E., Daza-Benítez L., Lesso-Arroyo R. Mechanical Characterization of Femoral Cartilage Under Unicompartimental Osteoarthritis. Ingeniería Mecánica Tecnología Y Desarrollo. 2014. Vol. 4 (6). P. 239-246.

7. Savio L.-Y. Woo, Steven D. Abramowitch, Robert Kilger, Rui Liang. Biomechanics of knee ligaments: injury, healing, andrepair. Journal of Biomechanics. 2006. 39. P. 1-20. PMID: 16271583. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.10.025.

8. Гуль В.Е. Структура и механические свойства полимеров. Москва: Высшая школа, 1966.

9. Образцов И.Ф., Адамович И.С., Барер И.С. и др. Проблема прочности в биомеханике: Учебное пособие для технич. и биол. спец. ВУЗов. Москва: Высшая школа, 1988. 311 с.

10. Тяжелов А.А., Карпинский М.Ю., Карпинская Е.Д., Гончарова Л.Д., Климовицкий Р.В. Моделирование работы мышц тазового пояса после эндопротезирования тазобедренного сустава при различной величине общего бедренного офсета. Травма. 2017. Т. 18. № 6. С. 133-140. DOI: 10.22141/1608-1706.6.18.2017.121191.

11. Тяжелов А.А., Карпинская Е.Д., Карпинский М.Ю., Браницкий А.Ю. Влияние контрактур тазобедренного сустава на силу мышц бедра. Georgian Medical News. 2020. № 9(306). С. 10-18. РМІД: 33130638.

12. Тяжелов А.А., Карпінський М.Ю., Юрченко Д.А., Карпінська О.Д., Гончарова Л.Є. Математичне моделювання як інструмент дослідження функції м'язів тазового пояса при диспластичному коксартрозі. Травма. 2022. Т. 23. № 1. С. 4-11. DOI: 10.22141/1608-1706.1.23.2022.876.

13. Зенкевич О.К. Метод конечных элементов в технике. Москва: Мир, 1978. 519 с.

14. Алямовский А.А. Solid Works/COSMOS Works. Инженерный анализ методом конечных элементов. Москва: ДМК Пресс, 2004. 432 с.

> Отримано/Received 09.09.2022 Рецензовано/Revised 21.09.2022 Прийнято до друку/Accepted 30.09.2022 ■

Information about authors

Khmyzov Sergiy, MD, PhD, Professor, Head of the Department of Child Spine and Joint Pathology, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; +380 (050) 183 1403; e-mail: s.khmyzov@gmail.com; https://orcid.org/0000-0002-6725-0915

Yakushkin Yevhenii, PhD-student, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; +380 (093) 874-27-97; e-mail: fregat.ya@gmail.com; https://orcid.org/0000-0001-8291-6538

Karpinsky Mykhailo, Senior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; +380 (057) 725-14-74; korab.karpinsky9@gmail.com; https://orcid.org/0000-0002-3004-2610

Yaresko Olexander, Junior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; +380 (057) 725-14-74; 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.

S.O. Khmyzov, E.Yu. Yakushkin, M.Yu. Karpinsky, O.V. Yaresko

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

Study of relative deformations of the ligamentous apparatus of the knee joint in case of aplasia of the cruciate ligaments and after their restoration (mathematical modeling)

Abstract. *Background.* The main and most effective method of treating instability of the knee joint with aplasia of the cruciate ligament is extra-articular reconstruction of the ligamentous apparatus of the knee joint. Therefore, mathematical modeling is performed

to evaluate the effectiveness of this treatment. *Objective:* to study the magnitude of deformations in the ligamentous apparatus of the knee joint with aplasia of the cruciate ligaments before and after reconstructive surgery and to compare the obtained results with the

norm. Materials and methods. A basic finite element model of the lower limb was developed, which was supplemented with collateral and cruciate ligaments of the knee joint. Based on the basic model, a model with aplasia of the cruciate ligaments of the knee joint and a model reflecting the state of the knee joint after reconstructive surgery were developed using the SUPERknee method according to D. Paley. The model was tested under the influence of a vertical load when the knee joint is bending at an angle of 135°. Results. With a normal structure of the knee joint, the maximum relative deformations of 4.0 % will be experienced by the posterior cruciate ligament. The relative deformations of the anterior cruciate ligament are half as small and do not exceed 2.0 %. Also, the relative strains of the lateral ligament are determined at the level of 2.0 %, while the relative strains of the medial ligament reach 3.0 %. The absence of cruciate ligaments with their aplasia increases the load on the collateral ligaments of the knee joint and, as a result, increases the magnitude of their relative deformations. Thus, the relative deformations of the medial ligament increase up to 5.0 %, and of the lateral ligament -

up to 3.0 %. Significantly greater elasticity and less plasticity of the artificial ligament material after restoration of the ligamentous apparatus using the SUPERknee method according to D. Paley causes less deformation. The largest relative deformations of mylar tape of 2.0 % are observed in the anterior part and on the lateral side of the joint. On the medial side, the relative deformations of the tape are determined at the level of 1.0 %. In the posterior part, there are practically no deformations of the tape joint with the selected load option. Conclusions. Aplasia of the cruciate ligaments leads to an increase in relative deformations in the elements of the ligamentous apparatus of the knee joint. After restoring the ligamentous apparatus of the knee joint using the SUPERknee method according to D. Paley, the values of the relative deformations in the elements of the ligamentous apparatus of the knee joint decrease below that of the normal model, which is due to the mechanical properties of the artificial material that replaces the ligaments. A low level of relative deformations in the tape is a prerequisite for the stability of the knee joint. Keywords: cruciate ligaments; aplasia; deformations

Оригінальні дослідження

Original Researches



УДК 616.718.19-001-089

DOI: https://doi.org/10.22141/1608-1706.5.23.2022.912

Бур'янов О.А., Дьомін В.М., Кваша В.П. Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, м. Київ, Україна

Нестабільні поєднані пошкодження таза: сучасні погляди на лікування

Резюме. Актуальність. Серед травматологічних хворих пацієнти з пошкодженням кісток таза становлять від 5 до 10 % усіх випадків. Такі травми відносяться до найтяжчих пошкоджень апарату руху та опори. Летальність при ізольованих переломах таза становить від 6 до 19 %, при поєднаних — від 20 до 80 %, інвалідизація — від 40 до 56 %. Невирішені питання стосуються лікування пацієнтів при нестабільних пошкодженнях. Мета дослідження: визначити сучасні принципи лікування пацієнтів з нестабільними поєднаними пошкодженнями таза, проблемні питання та перспективні шляхи їх вирішення. Матеріали та методи: проведено аналіз літературних джерел баз даних Pubmed, Up-to-date, Scopus, Web of Science, MedLine, The Cochrane Library, EMBASE, Global Health, CyberLeninka, РІНЦ. Результати. Стабілізуючі оперативні втручання є частиною реанімаційного комплексу, метою якого є збереження життя шляхом зменшення больових реакцій та крововтрати. У цьому періоді застосовуються С-щипці або щипці Ганца та апарати зовнішньої фіксації різноманітних конструкцій. Однак при пошкодженні таза типу С фіксація тільки вентрального відділу не забезпечує достатню стабільність. Аналіз ефективності перкутанної фіксації двома ілеосакральними гвинтами для стабілізації крижово-клубового суглоба вважається найкращим способом фіксації заднього тазового напівкільця за умови їх проведення через три кортикальні шари. Висновки. 1. Лікування пацієнтів з нестабільними поєднаними пошкодженнями таза є важливим медичним та соціально-економічним питанням. 2. Приорітетним напрямком є лікування потерпілих з нестабільними поєднаними пошкодженнями таза типу С з використанням малоінвазивних технологій.

Ключові слова: огляд; травматизм; політравма; нестабільні поєднані пошкодження таза; діагностика та лікування

Вступ

Серед травматологічних хворих пацієнти з пошкодженням кісток таза становлять від 5 до 10 % всіх випадків. Такі травми відносяться до найтяжчих пошкоджень апарату руху та опори. Близько 90 % випадків травми таза мають поєднаний і множинний характер [1].

Поєднана травма найчастіше виникає внаслідок дії високоенергетичного механічного фактора (ДТП, кататравма). Серед практикуючих лікарів для характеристики цього стану найбільш вживаним є термін «політравма». Терміни «polytrauma», «multiplet rauma», «severe trauma» та «major trauma» у зарубіжних джерелах літератури використовуються як взаємозамінні та описують травмованих пацієнтів із високим показником за шкалою Ілјигу Severity Score [2]. Незважаючи на розбіжності в термінології (поєднана травма, полісистемні та поліорганні ушкодження, політравма), даний стан є однією з трьох основних причин смертності населення в нашій країні зокрема і у світі в цілому, а у людей віком до 40 років виходить на перше місце. За статистичними даними, смертність від поєднаної травми досягає 59–65 випадків на 100 тис. населення, число непрожитих років унаслідок політравми становить 7,3–12,9 року, інвалідизація серед постраждалих — до 25–45 % [3].

Одним із головних компонентів при поєднаних пошкодженнях, який суттєво впливає на результати лікування, є пошкодження тазового кільця. Летальність при ізольованих переломах таза становить від 6 до 19 %, при поєднаних — від 20 до 80 %, інвалідизація — від 40 до 56 % [4].

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

^{© «}Травма» / «Trauma» («Travma»), 2022

[©] Видавець Заславський О.Ю. / Publisher Zaslavsky O.Yu., 2022

Для кореспонденції: Кваша Володимир Петрович, доктор медичних наук, професор кафедри травматології та ортопедії, Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, бульв. Т. Шевченка, 13, м. Київ, О1601, Україна; e-mail: vlkvasha@ukr.net; контактний тел.: +38-050-381-65-57.

For correspondence: Volodymyr P. Kvasha, MD, PhD, Professor at the Department of Traumatology and Orthopedics, 0.0. Bogomolets National Medical University, T. Shevchenko boulevard, 13, Kyiv, 01601, Ukraine; e-mail: vlkvasha@ukr.net; phone: +38-050-381-65-57.

Переломи таза підрозділяються на стабільні, при яких здебільшого застосовують консервативний метод лікування, та нестабільні [5].

Сучасна концепція лікування постраждалих з нестабільними пошкодженнями таза при поєднаних пошкодженнях вимагає в перші 48 годин проведення невідкладної стабілізації, переважно позавогнищево: апаратом зовнішньої фіксації (АЗФ), С-щипцями або рамою Ганца, а за можливості — проведення занурюючого остеосинтезу. Внутрішній остеосинтез у пацієнтів з поєднаною травмою виконується як заключний етап на фоні повної стабілізації загального стану [6].

Незважаючи на суттєві досягнення при лікуванні пацієнтів з поєднаними пошкодженнями таза, і на сьогодні залишається ціла низка невирішених питань, особливо при нестабільних пошкодженнях, які зумовлені порушенням цілісності заднього напівкільця: підвищення взаємозв'язку в системі «фіксатор — кістка», визначення форми конструкції АЗФ та кількості стабілізуючих стрижнів, вибір способу фіксації заднього напівкільця таза, який характеризується достатньою стабільністю та мінімальною травматичністю.

Важливими, але не вирішеними питаннями сьогодення є питання термінів та об'єму оперативних втручань, способів стабілізації та локації їх застосування.

Таким чином, питання лікування нестабільних поєднаних пошкоджень таза мають не тільки суттєве медичне, але й важливе соціально-економічне значення.

Мета: визначити сучасні принципи лікування пацієнтів з нестабільними поєднаними пошкодженнями таза, проблемні питання та перспективні шляхи їх вирішення.

Матеріал та методи: проведено аналіз літературних джерел з використанням баз даних Pubmed, Up-to-date, Scopus, Web of Science, MedLine, The Cochrane Library, EMBASE, Global Health, CyberLeninka, PIHЦ за пошуком: травматизм, політравма, діагностика та лікування нестабільних поєднаних пошкоджень таза.

Результати та їх обговорення

Загальновизнаною класифікацією пошкоджень таза є класифікація AO/ASIF [5], в основу якої покладено поняття стабільності/нестабільності тазового кільця. Вона включає три типи переломів: А — характеризується мінімальним зміщенням, без порушення цілісності дорзального відділу тазового кільця, діафрагма таза інтактна, таз спроможний протидіяти звичайним фізичним навантаженням; В — характеризується ротаційною нестабільністю та вертикальною стабільністю; С — характеризується ротаційною та вертикальною нестабільністю, супроводжується повним пошкодженням тазового кільця, яке включає задній крижовоздухвинний комлекс, у тому числі lig. sacrospinosum та sacrotuberosum.

Залежно від локалізації основного (домінуючого) пошкодження клініко-анатомічна класифікація поєднаних травм передбачає поділ на сім клінічних груп: І група — поєднана черепно-мозкова травма (летальність становить 32,9 %), ІІ — поєднана травма спинного мозку (53,3 %), III — поєднана травма грудей (25,9 %), IV — поєднана травма живота і органів заочеревинного простору (29,6 %), V — поєднана травма тазового кільця (летальність 16,8 %), VI — поєднана травма з двома і більше тяжкими (домінуючими) ушкодженнями (69,2 %), VII — поєднана травма без тяжких пошкоджень (6 %) [4].

Незважаючи на суттєве збільшення кількості оперативних втручань при пошкодженнях таза, особливо при поєднаній травмі, консервативний метод використовується значно частіше (консервативний — в 70,4— 89,2 %; оперативний — в 10,8–29,6 % випадків) [7].

Консервативний метод результативний лише у пацієнтів із стабільними пошкодженнями таза. Для реалізації консервативного методу використовується ліжковий режим у положенні Волковича (жаби). Даний вид лікування протягом місяця дозволяє отримати задовільні результати. Поряд з цим використовуються метод, запропонований Р. Уотсон-Джонсом, тазовий пояс або ортез, скелетне витяжіння за нижні кінцівки, гамак, витяжіння за допомогою шини Томаса.

При застосуванні консервативного методу лікування при нестабільних пошкодженнях таза незадовільні результати становлять 35–66,7 %, а летальність в 2,5 раза більша, ніж при оперативному, — 21,8 і 8,3 % відповідно [8].

На початку 80-х років минулого сторіччя в ортопедо-травматологічних клініках світу була впроваджена концепція негайної тотальної допомоги «все і одразу» (early total care — ETC), яка включала проведення хірургічного лікування пошкоджень органів грудної та черевної порожнин, а також пошкоджень апарату руху та опори, у тому числі і таза, у перші дві доби після травмування. Впровадженню концепції сприяла розробка новітніх способів фіксації і конструкцій, а також застосування малоінвазивних технологій [9].

Однак після накопичення певного досвіду в кінці 80-х років було встановлено, що ЕТС не є універсальною системою і може бути застосована у пацієнтів з легкими пошкодженнями. При наявності тяжких пошкоджень застосування ЕТС призводило до обтяження первинного пошкодження, проявами якого були зростання летальних випадків та суттєве збільшення кількості ускладнень [10].

Для покращення результатів лікування загалом і пошкоджень таза зокрема в 1990 р. Гановерською школою була запропонована концепція «damage control» (контроль пошкоджень, damage-control orthopedics — DCO), згідно з якою тактика лікування ділиться на два етапи: реанімаційний та профільний клінічний [11].

Пріоритетом концепції DCO у реанімаційному періоді при пошкодженнях таза є збереження життя потерпілого шляхом: 1) зупинки кровотечі (передусім профузної) в заочеревинному просторі із магістральних судин і венозних сплетень таза, а також кровотечі в трьох основних порожнинах тіла; 2) вибору оптимального варіанта для усунення пошкоджень внутрішніх органів; 3) стабілізації та створення умов для зрощення кісток таза; 4) вибору оптимальної хірургічної тактики для відновлення анатомії і функції кінцівок, тулуба, обличчя, лицьового черепа.

За результатами досліджень останніх років було доведено, що обидві концепції можуть бути використані при лікуванні пошкоджень таза. Однак DCO має більшу ефективність у пацієнтів з пошкодженнями таза при переломах типу C, у той час як ETC доцільно застосовувати при пошкодженнях типу B [12].

Основним чинником летальних випадків при поєдананих нестабільних пошкодженнях таза є масивна кровотеча, яка в 80–90 % випадків виникає при нестабільних переломах у результаті пошкодження пресакральних, ретросакральних та паравезикальних венозних сплетень. Тому зупинка кровотечі з метою уникнення розвитку тяжкого гіповолемічного шоку та «смертельної тріади» є головною складовою заходів для збереження життя пацієнта [13].

Керуючись положеннями концепції «demage control», у постраждалих з множинними і поєднаними пошкодженнями таза характер оперативних втручань можна подати в такій послідовності: стабілізуючі, відновні, реконструктивні (або реконструктивно-відновні). Стабілізуючі оперативні втручання є частиною реанімаційного комплексу, метою якого є збереження життя шляхом зменшення больових реакцій та крововтрати. У цьому періоді застосовуються С-щипці або щипці Ганца та апарати зовнішньої фіксації різноманітних конструкцій, так званий зовнішній екстрений хірургічний гемостаз, в основу якого покладено положення, що стиснення тазового кільця суттєво зменшує або відновлює внутрішній об'єм таза, що обмежує утворення і поширення внутрішньотазової і заочеревинної гематоми [14].

Згідно з настановами AO/ASIF щодо остеосинтезу таза: переломи типу A є стабільним пошкодженням i, як правило, не потребують оперативних втручань. Для пошкоджень типу B, які характеризуються передньою, ротаційною і частково задньою нестабільністю, достатньою є стабілізація переднього відділу.

Стабілізація тазового кільця на стадії невідкладної допомоги з використанням апаратів зовнішньої фіксації є найбільш вживаною, особливо при переломах типу В, у зв'язку з відносно простою технікою їх застосування [15].

Поряд з позитивними сторонами застосування АЗФ має низку недоліків: вони не спроможні повною мірою забезпечити стабільну фіксацію заднього комплексу таза; доволі складно досягнути репозиції відламків при пошкодженні задніх структур таза, що зумовлює необхідність збільшення кількості стрижнів, ускладнює конструкцію або потребує використання конструкцій, які повністю охоплюють таз; потреба в перепроведенні або допроведенні стрижнів; передня рама обмежує доступ до пацієнта при лапаротомії; висока частка вторинних зміщень відламків заднього комплексу в процесі лікування; ускладнює мобілізацію пацієнтів та підвищує ризик запалення м'яких тканин у місці проведення стрижнів, призводить до розвитку контрактур, гіпостатичних пневмоній та тромбоемболій і т.д. [16]. Усе вищенаведене зумовлює пошуки оптимальних конструкцій для зовнішньої фіксації при переломах таза, однак, незважаючи на велике різноманіття АЗФ, і дотепер залишається доволі багато невирішених питань.

Вирішальний вплив на жорсткість фіксації кісткових фрагментів, що має загальне значення для всіх типів АЗФ, справляє жорсткість зв'язку «кістка — апарат» і безпосередньо жорсткість самої конструкції. Оскільки кісткові елементи більш еластичні, ніж зовнішні опори, то жорсткість черезкісткового остеосинтезу значною мірою залежить від способу проведення та конструктивних особливостей різьбової частини. Як зовнішні фіксатори черезкісткових елементів тазового кільця застосовуються спиці, анкерні опори, гвинтові опори, гвинтові стрижні. Останніми роками перевага належить різьбовим стрижням. Використання різьбового стрижня як фіксуючого елемента дозволяє надати максимально можливої жорсткості системі на межі «кістка — апарат», про що свідчать біомеханічні дослідження низки авторів [17, 18].

Важливе значення має діаметр черезкісткових елементів — збільшення їх діаметра дозволяє збільшити жорсткість фіксації. У клінічній практиці найбільшої популярності набули черезкісткові елементи діаметром від 1,5 до 6 мм. Однак з підвищенням жорсткості системи «кістка — апарат» збільшується ступінь пошкодження тканин під час установки, тому найбільш оптимальним є використання стрижнів діаметром 4—6 мм. Деякі автори висловлюються про необхідність індивідуального вибору типорозміру гвинтових стрижнів, залежно від товщини клубової кістки, що дозволяє збільшити жорсткість фіксації на межі «апарат — кістка» [19].

Наступним питанням є вибір місця введення черезкісткових елементів. Доведено, що чим більша відстань між місцем проведення черезкісткових елементів і кістковим фрагментом, тим вищою є жорсткість остеосинтезу. При цьому не слід без необхідності проводити черезкісткові елементи ближче ніж 2 см від патологічного вогнища. До оптимальних анатомічних зон для введення стрижнів належать гребені, передньоверхні та передньонижні ості клубової кістки, надвертлужна ділянка, а також сідничні горби [20].

При застосуванні АЗФ важливою є площинна орієнтація черезкісткових елементів. Відомо, що при перпендикулярному розташуванні однотипних черезкісткових засобів система «універсально» реагує на можливі зміщення зусиль. Доведено, що для забезпечення міцної фіксації нестабільних ушкоджень кісток таза оптимальним рішенням є механічно вигідне розташування черезкісткових елементів у кісткових уламках шляхом створення просторово жорстких фігур типу трикутника та піраміди [21].

Важливими питаннями є вибір глибини введення та кількості черезкісткових елементів. Зокрема, чим більшою є глибина введення черезкісткових елементів, тим більшою є площа контакту з кісткою, меншим є навантаження кістки на одиницю площі та вищою є жорсткість фіксації елемента. Рекомендованою на рівні гребеня клубової кістки є глибина до 10 см, на рівні передньоверхньої ості клубової кістки — до 9 см, на рівні задньоверхньої ості клубової кістки — до 8 см. Щодо кількості елементів вважається, що чим більшою є кількість черезкісткових елементів, що вводяться в кожний фрагмент, тим більшою є жорсткість черезкісткового остеосинтезу. Однак у цьому випадку слід пам'ятати про пропорційне зростання травматичності втручання, підвищену небезпеку виникнення фіксаційних контрактур. Тому кількість черезкісткових елементів повинна бути оптимальною, щоб, з одного боку, забезпечити достатню стабільність остеосинтезу, а з іншого — не викликати зайвої травматизації тканин [22].

При пошкодженні таза типу С (повний розрив крижово-клубових зв'язок, перелом задніх відділів клубової кістки, трансфораменальний перелом крижі з вертикальним зміщенням тазових кісток) фіксація тільки вентрального відділу тазового кільця не забезпечує стабільність його дорзального відділу, тому додатково фіксують задній відділ. Однак з цього приводу є суттєві розбіжності в поглядах. Деякі автори [23] вважають, що достатньо зовнішньої або внутрішньої фіксації вентрального відділу таза, інші — тільки дорзального [24]. Однак більшість відстоює позицію необхідності фіксації обох відділів таза: при пошкодженні в дорзальному відділі стабілізацію реалізують пластинами, гвинтами, ілеолюмбальними стяжками, фіксацію вентрального відділу — пластинами, АЗФ або 8-подібною дротяною петлею [25].

За результатами багатьох досліджень, застосування тазового С-зажиму має анатомо-біомеханічно підтверджені переваги перед АЗФ при стабілізації зад-нього комплексу таза в плані ефективності тазової тампонади, однак інші автори вказують, що при лікуванні пацієнтів з нестабільними переломами кісток таза і вертлюгової западини летальність у хворих із використанням С-скоби становила до 47 % [26].

Для фіксації заднього напівкільця оперативним шляхом (особливо це стосується переломів крижі та пошкоджень крижово-здухвинного суглоба) використовуються різноманітні способи фіксації, які включають переднє та заднє покриття, транссакральні бруски та спеціальні смуги. На сьогодні усунення крижовоклубової нестабільності, особливо при поєднаних пошкодженнях, є викликом для ортопедів-травматологів. Відкриті хірургічні способи стабілізації дають можливість повної візуалізації місця пошкодження, однак доволі травматичні, супроводжуються високим рівнем локальних та системних ускладнень, а у реанімаційному періоді неможливі через тяжкий стан пацієнтів. Частка ускладнень при відкритому підході (інфекційні ускладнення, розвиток тазових гематом та вторинних крововиливів, ятрогенна травматизація нервово-судинних сплетень) досягає 27 % [27].

Тому основними напрямками новітніх способів лікування є зниження об'єму крововтрати, часу оперативного втручання, величини опромінення та термінів реабілітації, що можливо реалізувати шляхом розробки та впровадження малоінвазивних технологій [28]. На сьогодні існує кілька методів внутрішньої фіксації крижово-клубового суглоба, включаючи черезшкірний ілеосакральний гвинт, передню пластинку, задню транслікальну обшивку, малоінвазивну регульовану пластину і т.д. Наведені способи мають свої переваги і недоліки, проте при їх застосуванні немає суттєвих відмінностей за ступенем жорсткості фіксації [29].

Передня пластина — один із спосібів фіксації, який забезпечує біомеханічну стійкість крижово-клубового суглоба. В. Nyström et al. встановили, що фіксація передньою пластиною дозволяє отримати високий рівень задовільних клінічних результатів. Однак подальшими спостереженнями було встановлено суттєве розпушування IS гвинта, що значно впливало на ступінь стабілізації структур [30]. З метою усунення цих недоліків Chen et al. запропонували використовувати систему MIAP (minimally invasive adjus table plate) — новітній пристрій для стабілізації заднього тазового напівкільця [31]. Метод легко виконати, він не потребує тривалої експозиції та опромінення. МІАР імітує структуру крижово-клубового комплексу і функціонує як підвісний міст. Дослідженнями Тао Wu et al. було підтверджено покращення результатів лікування нестабільних пошкоджень таза при використанні МІАР [32].

Однак найбільш широко використовуються черезшкірні гвинти завдяки мінімальній додатковій травматизації. Osterhoff et al. на підставі власних анатомо-біомеханічних досліджень стверджують, що стабілізація таза за допомогою ілеосакральних гвинтів є достатньою, однак їх застосування потребує великого досвіду і має високий показник ятрогенних судинних та нервових пошкоджень [29].

Біомеханічні дослідження показали, що стабільність фіксованої ділянки за допомогою двох ілеосакральних гвинтів не поступається МІАР [33].

Встановлено, що задня черезшкірна техніка має низький рівень інфікування. Однак ця методика (як і інші черезшкірні методи лікування переломів таза) є складною і вимагає досконалих знань анатомії таза, наявності радіологічного устаткування. Для полегшення розміщення гвинтів описані різні способи візуалізації, зокрема флюороскопія, сонографія, комп'ютерна томографія та комп'ютерна навігація. Проте, навіть за всіх рівних умов, візуалізація в низці випадків може бути неможливою через сильне ожиріння або внутрішньочеревний контраст, тому КТ залишається золотим стандартом як засіб супроводу при черезшкірній стабілізації цих уражень [34].

Аналіз ефективності перкутанної фіксації двома ілеосакральними гвинтами для стабілізації крижовоклубового суглоба вважається найкращим способом фіксації заднього тазового напівкільця за умови їх проведення через три кортикальні шари і розглядається як техніка «центральної фіксації».

D.R. Griffin et al. вважають, що іноді складно встановити два сакральних гвинти в тіло першого крижового хребця. Однак, на думку цих же авторів, рутинне розміщення одного шнека є безпечним та достатнім для стабілізації заднього тазового напівкільця. Незважаючи на певні протиріччя варіантів мініінвазивного остеосинтезу крижово-клубового суглоба, результати досліджень вказують на їх вищу ефективність (близько 80 %) порівняно з відкритим синтезом [35, 36].

Висновки

1. Лікування пацієнтів з нестабільними поєднаними пошкодженнями таза є важливим медичним та соціально-економічним питанням, що пов'язано з високою летальністю, інвалідизацією та довготривалою втратою працездатності потерпілих.

2. Пріоритетним напрямком є лікування потерпілих з нестабільними поєднаними пошкодженнями таза типу С. Для його реалізації необхідні подальші ґрунтовні дослідження, які забезпечать наукову основу для вдосконалення існуючих та розробки новітніх малоінвазивних зовнішніх та погружних стабілізуючих конструкцій, що дасть змогу створити досконалу систему відновлювального лікування.

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

Внесок авторів. *Бур'янов О.А.* — концепція і дизайн дослідження; *Дьомін В.М.* — збір і обробка матеріалів, написання тексту; *Кваша В.П.* — аналіз отриманих даних.

Список літератури

1. Weber B., Lackner I., Haffner-Luntzer et al. Modeling trauma in rats: similari tiesto humans and potential pit falls to-consider. Journal of Translational Medicin. 2019. 17(1). P. 30-35. doi: 10.1186/s12967-019-2052-7.

2. Masashi Fujii, Tsutomu Shirakawa, Mami Nakamura et al. Factors influencing the injury severity score and the probability of survival in patients who fell from height. Sci. Rep. 2021. 11. 15561. Published online 2021 Jul 30. doi: 10.1038/s41598-021-95226-w.

3. Yang B., Bundkirchen K., Krettek C. et al. Traumatic injury patternis of equal relevance as injury severity for experimental (poly)traumamodeling. Scientificreports. 2019. 9(1). P. 57-60. doi: 10.1038/s41598-019-42085-11-9.

4. Banierink H., Reininga I.H.F., Heineman E. et al. Longterm physical functioning and quality of life after pelvic ring injuries. Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery. 2019. 139 (9). P. 1225-1233.

5. Анкин Л.Н., Анкин Н.Л. Повреждения таза и переломы вертлужной впадины. Киев: Книга плюс, 2007. С. 11-26.

6. Natalia Andrea Reyes Rodriguez, Steven J. Bailey, Sorrel J. Langley-Hobbs. Treatment of pelvic fractures in cats with patellar fracture and dental anomaly syndrome. J. Feline Med. Surg. 2021. Apr. 23(4). 375-388. Published online 2020 Nov 18. doi: 10.1177/1098612X20959616.

7. Бурлука В.В. Хірургічне лікування постраждалих з нестабільними пошкодженнями таза при політравмі: дис. ... д-ра мед. наук: 14.01.21. Київ, 2018. 369 с.

8. Meys G., Kalmet P.H.S., Sanduleanu S. et al. A protocol for permissive weight-bearing during allied health therapy in surgi-

cally treated fractures of the pelvis and lower extremities. J. Rehabil. Med. 2019. 51(4). P. 290-297. doi: 10.2340/16501977-2532.

9. Meir Marmor, Ashraf N., El Naga et al. Management of Pelvic Ring Injury Patients with Hemodynamic Instability. Surg. 2020. 12. P. 88-94. https://doi.org/10.3389/fsurg.2020.588845.

10. Brown J.V., Yuan S. Traumatic injuries of the pelvis. Emerg. Med. Clin. North Am. 2020. 38. P. 125-142. doi: 10.1016/j.emc.2019.09.011.

11. Haipeng Fan, Ruihua Fei, Chunwen Guo et al. Effects of emergency treatment mode of damage-control orthopedics in pelvic fracture complicated with multiple fractures. Am. J. Transl. Res. 2021. 13(6). P. 6817-6826.

12. Enrique Guerado, Maria Luisa Bertrand, Juan Ramon Cano et al. Damage control orthopaedics: State of the art. World. J. Orthop. 2019. 10(1). P. 1-13. doi: 10.5312/wjo.v10.i1.1.

13. Kachlik D., Vobornik T., Dzupa V. et al. Where and what arteries are most likely injured with pelvic fractures? The influence of localization, shape, and fracture dislocation on the arterial injury during pelvic fractures. Clin. Anat. 2019. 32. P. 682-688. doi: 10.1002/ca.23372.

14. Chu X., Strage K.E., Hadeed M. et al. Comparison of iliac crest versus supraacetabular external fixator in hemodynamically unstable patients with a pelvic ring injury. Int. Orthop. 2021. 45(8). P. 2121-2127. doi: 10.1007/s00264-021-05005-5.

15. Perumal R., Jayaramaraju D., Sen R.K. et al. Management of pelvic injuries in hemodynamically unstable polytrauma patients — Challenges and current updates. J. Clin. Orthop. Trauma. 2021. 12(1). P. 101-112. doi: 10.1016/j. jcot.2020.09.035.

16. Barrientos-Mendoza C., Brañes J., Wulf R. et al. The role of anterior supra-acetabular external fixator as definitive treatment for anterior ring fixation in unstable pelvic fractures. Eur. J. Trauma Emerg. Surg. 2021. 7. P. 14-18. doi: 10.1007/s00068-021-01711-2.

17. Iziani S., Dienstknecht T., Osterhoff G. et al. Standards for external fixation application: national survey under the auspices of the German Trauma Society. Int. Orthop. 2019. 43(8). P. 1779-1785.

18. Schwartsmann C.R., Macedo C.A.S., Galia C.R. et al. Update on open reduction and internal fixation of unstable pelvic fractures during pregnancy: case reports. Rev. Bras. Ortop. 2018. 53(1). P. 118-124.

19. Esmer E., Esmer E., Derst P. et al. Influence of external pelvic stabilization on hemodynamically unstable pelvic fractures. Unfallchirurg. 2017. 120(4). P. 312-319. doi: 10.1007/ s00113-015-0119-3.

20. Skitch S., Engels P.T. Acute Management of the Traumatically Injured Pelvis. Emerg. Med. Clin. North Am. 2018. 36(1). P. 161-179. doi: 10.1016/j.emc.2017.08.011.

21. Coseo M.P., Schuett D.J., Kuhn K.M. et al. Pin Malposition in External Fixator Stabilization of Combat-Related Pelvic Fractures. J. Surg. Orthop. Adv. 2017. 26(2). P. 106-110.

22. Nico Hinz, Julius Dehoust, Matthias Münch et al. Biomechanical analysis of fixation methods in acetabular fractures: a systematic review of test setups. Eur. J. Trauma Emerg. Surg. 2022. 48(5). P. 3541-3560. doi: 10.1007/s00068-022-01936-9.

23. Barrientos-Mendoza C., Brañes J., Wulf R. et al. The role of anterior supra-acetabular external fixator as definitive

treatment for anterior ring fixation in unstable pelvic fractures. Eur. J. Trauma Emerg. Surg. 2021. 7. P. 14-18. doi: 10.1007/ s00068-021-01711-2.

24. Carlos A. Encinas-Ullán, José M. Martínez-Diez, E. Carlos Rodríguez-Merchán. The use of external fixation in the emergency department: applications, common errors, complications and their treatment. EFORT Open Rev. 2020. 5(4). P. 204-214. doi: 10.1302/2058-5241.5.190029.

25. Yong-Cheol Yoon, Dae Sung Ma, Seung Kwan Lee. Posterior pelvic ring injury of straddle fractures: Incidence, fixation methods, and clinical outcomes Author links open overlay panel. Asian Journal of Surgery. 2021. 44(1). P. 59-65.

26. Kim W.Y., Lee W.S., Kim K.S. et al. Superior gluteal artery pseudoaneurysm caused by pelvic C-clamp blind application: a case report. Hip and Pelvis. 2017. 29(2). P. 145-149.

27. Kumbhare C., Meena S., Kamboj K. et al. Use of INFIX for managing unstable anterior pelvic ring injuries: A systematic review. J. Clin. Orthop. Trauma. 2020. 11(6). P. 970-975.

28. Ma L., Ma L., Chen Y. et al. A cost minimization analysis comparing minimally-invasive with open reduction surgical techniques for pelvic ring fracture. Exp. Ther. Med. 2019. 17(3). P. 1802-1812. https://doi.org/10.3892/etm.2019.7151.

29. Lindsey D.P., Parrish R., Gundanna M. et al. Biomechanics of unilateral and bilateral sacroiliac joint stabilization: laboratory investigation. J. Neurosurg. Spine. 2018. 28(3). P. 326-332. doi: 10.3171/2017.7.SPINE17499.

30. Nyström B., Gregebo B., Taube A. et al. Clinical outcome following anterior arthrodesis in patients with presumed sacroiliac joint pain. Scand. J. Pain. 2017. 17. P. 22-29. doi: 10.1016/j.sjpain.2017.06.005. 31. Chen W., Hou Z., Su Y. et al. Treatment of posterior pelvic ring disruptions using a minimally invasive adjustable plate. Injury. 2013. 44(7). P. 975-80. doi: 10.1016/j.injury.2013.04.008.

32. Tao Wu, Wei Chen, Qi Zhang et al. Biomechanical Comparison of Two Kinds of Internal Fixation in a Type C Zone II Pelvic Fracture Model. Chin. Med. J. (Engl). 2015. 128(17). P. 2312-2317. doi: 10.4103/0366-6999.163377; PMCID: PMC4733801; PMID: 26315078.

33. Wu T., Chen W., Li X. et al. Biomechanical comparison of three types of internal fixation in a type C zone II pelvic fracture model. Author information. International Journal of Clinical and Experimental Medicine. 2015. 8(2). P. 1853-1861; PMID: 25932113; PMCID: PMC4402760.

34. Mostafa A., Kyriacou H., Chimutengwende-Gordon M. et al. An overview of the key principles and guidelines in the management of pelvic fractures. J. Perioper. Pract. 2021. 31(9). P. 341-348. doi: 10.1177/1750458920947358.

35. Griffin D.R., Starr A.J., Reinert C.M. et al. Vertically unstable pelvic fractures fixed with percutaneous iliosacral screws: does posterior injury pattern predict fixation failure? J. Orthop. Trauma. 2006. 20(1). P. 30-36.

36. Peishuai Zhao, Xiaopan Wang, Xiaotian Chen et al. Preoperative CT simulation of iliosacral screws for treating unstable posterior pelvic ring injury. BMC Musculoskelet. Disord. 2022. 23. 220. Published online 2022 Mar 8. doi: 10.1186/s12891-022-05155-6.

> Отримано/Received 15.09.2022 Рецензовано/Revised 24.09.2022 Прийнято до друку/Accepted 03.10.2022 ■

Information about authors

Alexander A. Buryanov, MD, PhD, Professor, Head of the Department of Traumatology and Orthopedics, 0.0. Bogomolets National Medical University, T. Shevchenko boulevard, 13, Kyiv, 01601, Ukraine; e-mail: kaftraum@ukr.net; https://orcid.org/0000-0002-2174-1882

Volodymyr M. Domin, Assistant at the Department of Traumatology and Orthopedics, 0.0. Bogomolets National Medical University, T. Shevchenko boulevard, 13, Kyiv, 01601, Ukraine; e-mail: diominc@gmail.com; https://orcid.org/0000-0001-9036- 0680

Volodymyr P. Kvasha, MD, PhD, Professor at the Department of Traumatology and Orthopedics, 0.0. Bogomolets National Medical University, T. Shevchenko boulevard, 13, Kyiv, 01601, Ukraine; e-mail: vlkvasha@ukr.net; phone: +38-050-381-65-57; https://orcid.org/0000-0002-7444-6289

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

Authors' contribution. A.A. Buryanov — research concept and design; V.M. Domin — collection and processing of materials, text writing; V.P. Kvasha — analysis of the received data.

A.A. Buryanov, V.M. Domin, V.P. Kvasha Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

Unstable combined pelvic injuries: current perspectives on treatment

Abstract. *Background.* Among trauma patients, damage to the pelvic bones account for 5 to 10 % of all cases. Such traumas are among the most severe injuries of the musculoskeletal system. The mortality rate for isolated pelvic fractures is from 6 to 19 %, for combined fractures — from 20 to 80 %, the disability — from 40 to 56 %. Unresolved issues concern the treatment of patients with unstable injuries. The purpose of the study: to determine the modern principles of managing victims with unstable combined pelvic injuries, problematic issues and promising ways to solve them. *Materials and methods.* Analysis of literary sources of PubMed, UpToDate, Scopus, Web of Science, MEDLINE, The Cochrane Library, Embase, Global Health, CyberLeninka, RINC databases. *Results.* Stabilizing surgical interventions are part of the resuscitation the purpose of which is to preserve life by reducing pain reac-

tions and blood loss. During this period, C-clamp, or Ganz clamp, and external fixation devices of various designs are used. However, in case of type C pelvic injuries, fixation of only the ventral part does not provide sufficient stability. Analysis of the effectiveness of percutaneous fixation with 2 iliosacral screws for stabilization of the sacroiliac joint is considered the best method of fixation of the posterior pelvic ring provided that they are placed through three cortical layers. *Conclusions.* 1. Treatment of patients with unstable combined pelvic injuries is an important medical and socio-economic issue. 2. The priority direction is the treatment of victims with unstable combined type C pelvic injuries using minimally invasive technologies.

Keywords: examination; injury rate; polytrauma; unstable combined pelvic injuries; diagnosis and treatment Original Researches



DOI: https://doi.org/10.22141/1608-1706.5.23.2022.913

Хмизов С.О., Кацалап Е.С., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

Порівняльний аналіз напружено-деформованого стану моделей кісток гомілки при їх уродженому псевдоартрозі в нижній третині в умовах остеосинтезу інтрамедулярними ростучими стрижнями з блокуванням подовжнього руху при стисканні та без нього

Резюме. Вступ. Основним проявом уродженого псевдоартрозу є деформація гомілки та поява спонтанного перелому великогомілкової та/або малогомілкової кістки. За наявності перелому проводять хірургічні втручання, що направлені на досягнення зрощення та відновлення функції нижньої кінцівки. Ростучі (блоковані та неблоковані) інтрамедулярні стрижні мають один загальний недолік — відсутність опору стискаючим навантаженням. Для усунення даного недоліку був розроблений ростучий інтрамедулярний стрижень з блокованим ротаційним та подовжнім рухом при стисканні. Мета. Визначити особливості напружено-деформованого стану моделей гомілки з псевдоартрозом її кісток при різних варіантах їх остеосинтезу з використанням інтрамедулярного стрижня з ротаційною стабільністю та блокованим подовжнім рухом при стисканні. Матеріали та методи. Моделювали зону незрощення кісток гомілки в їх нижній третині та 3 варіанти остеосинтезу: інтрамедулярним стрижнем та спицею; стрижнем, спицею та блоком з кісткових трансплантатів на великогомілкову кістку; стрижнем, спицею та блоком з кісткових трансплантатів на обидві кістки гомілки. Також моделювали 2 типи інтрамедулярних стрижнів з подовжньою рухомістю, яка надає можливість росту конструкції відповідно росту кісток гомілки: стрижень з ротаційною стабільністю та стрижень з ротаційною стабільністю та блокованим подовжнім рухом при стисканні. Результати. При навантаженнях на стиск використання ротаційно стабільного стрижня без блокування подовжнього руху викликає підвищений рівень напружень на малогомілковій кістці, а також в зоні псевдоартрозу великогомілкової кістки. Це відбувається тому, що стрижень не надає спротиву переміщенням у бік скорочення, що є платою за можливість зростання. Але малогомілкова кістка, фіксована цільною спицею, бере на себе основну частину стискаючого навантаження. Стрижень з блокуванням подовжнього руху бере на себе стискаючі навантаження, що веде до зниження напружень на малогомілковій кістці та в зоні псевдоартрозу великогомілкової. Використання блоків з кісткових трансплантатів дозволяє знизити рівень напружень у кісткових фрагментах, особливо в зоні перелому, і нівелювати різницю між блокованими та неблокованими стрижнями. Отже, слід брати до уваги той факт, що використані моделі відповідають стану повного зрощення трансплантатів з кісткою. Тільки в цьому випадку вони спроможні виконувати роль блокування подовжнього руху при стисканні. У ранній післяопераційний період переваги ротаційно стабільного стрижня з блокуванням подовжнього руху суттєві. Наявність фактора осьової рухомості інтрамедулярного стрижня викликає досить значні деформації кісткових регенератів обох кісток гомілки — 1,94 % на великогомілковій кістці та 1,60 % на малогомілковій. Використання кісткових трансплантатів дозволяє значно знизити деформації кісткового регенерату — до 0,12% при накладанні трансплантатів на великогомілкову кістку і до 0,10 % при накладанні на обидві кістки. Висновки. Використання інтрамедулярного ротаційно стабільного стрижня з блокуванням подовжнього руху при стисканні дозволяє значно знизити рівень напружень у малогомілковій кістці та в зоні псевдоартрозу великогомілкової кістки, а також значно зменшує величини відносних деформацій кісткового регенерату при всіх варіантах остеосинтезу. Ключові слова: діти, псевдоартроз, остеосинтез, навантаження

^{© «}Травма» / «Trauma» («Travma»), 2022

[©] Видавець Заславський О.Ю. / Publisher Zaslavsky O.Yu., 2022

Для кореспонденції: Хмизов Сергій Олександрович, д-р мед. наук, професор, завідувач відділу патології хребта та суглобів дитячого віку ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка Національної академії медичних наук України», вул. Пушкінська, 80, м. Харків, 61024, Україна; тел. +380 (050) 183 1403; e-mail: s.khmyzov@gmail.com For correspondence: Khmyzov Sergiy, MD, PhD, Professor, Head of the Department of Child Spine and Joint Pathology, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; тел. +380 (050) 183 1403; e-mail: s.khmyzov@gmail.com **Full list of authors information is available at the end of the article.**

Вступ

Уроджений псевдоартроз кісток гомілки — орфанне захворювання, що важко піддається лікуванню [1]. Основним проявом у більшості випадків є деформація гомілки, що спочатку представлена антекурвацією, яка в подальшому має тенденцію до прогресування під час росту дитини та появи спонтанного перелому великогомілкової та/або малогомілкової кістки і розвитку псевдоартрозу [2]. Захворювання зустрічається із частотою 1 на 140 000 новонароджених. Етіологія на сьогодні є невизначеною, але найчастіше уроджений псевдоартроз кісток гомілки пов'язаний з нейрофіброматозом 1-го типу [3].

На сьогодні не існує єдиної думки щодо оптимального віку початку лікування, але більшість авторів вважає, що до 3 років необхідно надавати перевагу консервативним методам, а саме індивідуальному ортезуванню. За наявності перелому проводять хірургічні втручання, що направлені на досягнення зрощення та відновлення функції нижньої кінцівки. У літературі описано чимало стратегій хірургічного лікування з використанням різноманітних металофіксаторів, наприклад апаратів зовнішньої фіксації, накісткових пластин, інтрамедулярних стрижнів [4–6].

Наші попередні дослідження [7—9] показали, що ростучі (блоковані та неблоковані) інтрамедулярні стрижні мають один загальний недолік — відсутність опору стискаючим навантаженням. Для усунення даного недоліку був розроблений ростучий інтрамедулярний стрижень з блокованим ротаційним та подовжнім рухом при стисканні [10].

Мета. Визначити особливості напружено-деформованого стану моделей гомілки з псевдоартрозом її кісток при різних варіантах їх остеосинтезу з використанням інтрамедулярного стрижня з ротаційною стабільністю та блокованим подовжнім рухом при стисканні.

Матеріали та методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» було виконане математичне моделювання варіантів остеосинтезу кісток гомілки при вродженому псевдоартрозі великогомілкової кістки [7–9]. Для вирішення поставленого завдання було побудовано модель дистального кінця нижньої кінцівки, яка містила великогомілкову та малогомілкову кістки, а також кісткові елементи стопи. Моделювали зону незрощення кісток гомілки в їх нижній третині та 3 варіанти остеосинтезу: інтрамедулярним стрижнем та спицею; стрижнем, спицею та блоком з кісткових трансплантатів на великогомілкову кістку; стрижнем, спицею та блоком з кісткових трансплантатів на обидві кістки гомілки (рис. 1).

Для остеосинтезу великогомілкової кістки моделювали 2 типи інтрамедулярних двохсегментних стрижнів з подовжньою рухомістю, яка надає можливість росту конструкції відповідно до росту кісток гомілки: стрижень з ротаційною стабільністю конструкції ІПХС [11] та стрижень з ротаційною стабільністю та блокованим подовжнім рухом при стисканні, запропонований авторами [10].

У нашому дослідженні матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як кінцевий елемент був обраний 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. При обранні механічних властивостей біологічних тканин брали до уваги той факт, що при вродженому псевдоартрозі кісткова тканина має низьку механічну міцність, на що звертали увагу при вивченні літературних джерел [12–14]. Для кісткового блоку з алотрансплантатів обирали властивості кортикальної кістки дорослої людини [15]. Характеристики штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури [16]. Використовували такі характеристики, як Е — модуль пружності (модуль Юнга), **v** — коефіцієнт Пуассона. Механічні характеристики матеріалів, що використовували в розрахунках, наведені в табл. 1.

Оскільки розроблений нами стрижень відрізняється від інтрамедулярного стрижня з ротаційною стабільністю тільки блокуванням рухів у подовжньому напрямку при стисканні, при проведенні досліджень моделювали навантаження саме на стиск. При згинанні та крученні обидва стрижні працюють однаково, і дослідження інтрамедулярного стрижня з ротаційною стабільністю описане в наших попередніх роботах [8, 9]. Схема навантаження моделей наведена на рис. 2.

Для порівняння різних варіантів остеосинтезу визначали величини відносних деформацій кісткового регенерату в зоні псевдоартрозу як елемента, що зазнає найбільших деформацій унаслідок найменшого значення модуля пружності, а також реєстрували величини напружень у моделях у певних контрольних точках. Схема розташування контрольних точок наведена на рис. 3.

Таблиця 1. Механічні характеристики матеріалів, що використовували при моделюванні

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, v
Кортикальна кістка	12 240	0,30
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящова тканина	5,58	0,45
Кістковий регенерат	1,00	0,45
Блок з кісткових трансплантатів	18 350	0,29
Легована сталь	210 000	0,30

Контрольні точки, у яких проводили реєстрацію величин напружень у моделях: 1 — проксимальний метафіз великогомілкової кістки; 2 — дистальний метафіз великогомілкової кістки; 3 — дистальний кінець проксимального фрагмента великогомілкової кістки; 4 проксимальний кінець дистального фрагмента великогомілкової кістки; 5 — великогомілкова кістка вище зони перелому; 6 — великогомілкова кістка нижче зони перелому; 7 — дистальний кінець проксимального фрагмента малогомілкової кістки; 8 — проксимальний кінець дистального фрагмента малогомілкової кістки.

Дослідження напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою методу кінцевих елементів. Як критерій оцінки напруженого стану моделей використовували напруження за Мізесом [17].

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проєктування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу CosmosM [18].

Результати

При дослідженні моделей на стиск першим етапом вивчали напружено-деформований стан моделі гомілки з переломами обох кісток у нижній третині під впливом навантаження на стиск при використанні для остеосинтезу стрижня з ротаційною стабільністю.



Рисунок 1. Моделі гомілки з переломом обох кісток у нижній третині: а — остеосинтез стрижнем та спицею; б — остеосинтез стрижнем та спицею + блок з кісткових трансплантатів на великогомілкову кістку; в — остеосинтез стрижнем та спицею + блок з кісткових трансплантатів на обидві кістки



Рисунок 2. Схема навантаження моделей на стиск



Рисунок З. Схема розташування контрольних точок: а — на великогомілковій кістці; б — навколо ліній переломів



Рисунок 4. Картина розподілу напружень у моделі. Остеосинтез стрижнем із ротаційною стабільністю: а — загальний вигляд; б — вигляд з медіального боку; в — вигляд ззаду; г — розтин великогомілкової кістки; д — зона перелому



Рисунок 5. Картина розподілу напружень у моделі. Остеосинтез стрижнем із ротаційною стабільністю та блокованим подовжнім рухом при стисканні: а— загальний вигляд; б— вигляд з медіального боку; в— вигляд ззаду; г— розтин великогомілкової кістки; д— зона перелому



Рисунок 6. Діаграма напружень в моделі гомілки з переломами обох кісток у нижній третині під впливом навантаження на стиск. Остеосинтез стрижнем та спицею



Рисунок 7. Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломами обох кісток у нижній третині під впливом навантаження на стиск. Остеосинтез стрижнем з ротаційною стабільністю, блок з кісткових трансплантатів на великогомілкову кістку: а — загальний вигляд; б — вигляд з медіального боку; в — вигляд ззаду; г — розтин великогомілкової кістки; д — зона перелому



Рисунок 8. Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломами обох кісток у нижній третині під впливом навантаження на стиск. Остеосинтез стрижнем з ротаційною стабільністю та блокованим подовжнім рухом, блок з кісткових трансплантатів на великогомілкову кістку: а — загальний вигляд; б вигляд з медіального боку; в — вигляд ззаду; г — розтин великогомілкової кістки; д — зона перелому



Рисунок 9. Діаграма напружень у моделі гомілки з переломами обох кісток у нижній третині під впливом навантаження на стиск. Остеосинтез стрижнем та спицею, блок з кісткових трансплантатів на великогомілкову кістку



Рисунок 10. Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломами обох кісток у нижній третині під впливом навантаження на стиск. Остеосинтез стрижнем з ротаційною стабільністю, блок з кісткових трансплантатів на обидві кістки: а — загальний вигляд; б — вигляд з медіального боку; в — вигляд ззаду; г — розтин великогомілкової кістки; д — зона перелому



Рисунок 11. Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломами обох кісток у нижній третині під впливом навантаження на стиск. Остеосинтез стрижнем з ротаційною стабільністю та блокованим подовжнім рухом, блок з кісткових трансплантатів на обидві кістки: а — загальний вигляд; б — вигляд з медіального боку; в — вигляд ззаду; г — розтин великогомілкової кістки; д — зона перелому



Рисунок 12. Діаграма напружень у моделі гомілки з переломами обох кісток у нижній третині під впливом навантаження на стиск. Остеосинтез стрижнем та спицею, блок з кісткових трансплантатів на обидві кістки



Рисунок 13. Відносні деформації кісткового регенерату в моделі гомілки з псевдоартрозом обох кісток у нижній третині з різними варіантами їх остеосинтезу з використанням ротаційно стабільного стрижня при навантаженні на стиск: а — остеосинтез стрижнем та спицею; б — остеосинтез стрижнем та спицею + блок з кісткових трансплантатів на великогомілкову кістку; в — остеосинтез стрижнем та спицею + блок з кісткових трансплантатів на обидві кістки



Рисунок 14. Відносні деформації кісткового регенерату в моделі голені з псевдоартрозом обох кісток в нижній третині з різними варіантами їх остеосинтезу з використанням ротаційно стабільного стрижня з блокованим подовжнім рухом при навантаженні на стиск: а — остеосинтез стрижнем та спицею; б — остеосинтез стрижнем та спицею + блок з кісткових трансплантатів на великогомілкову кістку; в — остеосинтез стрижнем та спицею + блок з кісткових трансплантатів на обидві кістки



Рисунок 15. Діаграма величини відносних деформацій кісткового регенерату великогомілкової кістки в моделях з різними видами остеосинтезу кісток гомілки при їх вродженому псевдоартрозі під впливом навантаження на стиск



Рисунок 16. Діаграма величини відносних деформацій кісткового регенерату малогомілкової кістки в моделях з різними видами остеосинтезу кісток гомілки при їх вродженому псевдоартрозі під впливом навантаження на стиск Таблиця 2. Величини напружень у моделі гомілки з переломами обох кісток у нижній третині під впливом навантаження на стиск. Остеосинтез стрижнем та спицею

	Напруження, МПа			
Контрольні точки	Стрижень ротаційно стабільний			
	з неблоко- ваним подо- вжнім рухом	з блокованим подовжнім рухом		
1	1,2	1,8		
2	4,8	4,9		
3	3,0	0,5		
4	2,8	2,3		
5	3,2	0,1		
6	3,8	3,1		
7	13,5	0,1		
8	13,0	0,2		

Картину розподілу напружень у цій моделі під впливом вертикального осьового стискаючого навантаження можна спостерігати на рис. 4.

При навантаженнях на стиск з використанням стрижня з ротаційною стабільністю з неблокованим подовжнім рухом максимальний рівень напружень 13,5 та 13,0 МПа визначається в малогомілковій кістці на її дистальному та проксимальному кінцях відповідно. На великогомілковій кістці максимальні напруження 4,8 МПа виникають у дистальному метафізі. У зоні псевдоартрозу величини напружень визначаються на рівні 3,8 МПа — у дистальному фрагменті великогомілкової кістки, 3,2 МПа — у проксимальному.

Напружено-деформований стан моделі з остеосинтезом стрижнем з ротаційною стабільністю та блокованим подовжнім рухом при стисканні наведено на рис. 5.

Використання стрижня з ротаційною стабільністю та блокованим подовжнім рухом при стисканні при навантаженнях на стиск дозволяє знизити рівень напружень у малогомілковій кістці до 0,1–0,2 МПа. Також знижується рівень напружень навколо зони псевдоартрозу у великогомілковій кістці до 3,1 МПа в її дистальному фрагменті та до 0,1 МПа – у проксимальному.

Величини напружень у контрольних точках моделей гомілки з переломами обох кісток у нижній третині під впливом навантаження на стиск в умовах остеосинтезу тільки стрижнями та спицями наведені в табл. 2.

Більш наочно порівняти величини напружень у контрольних точках моделей гомілки з переломами обох кісток у нижній третині під впливом навантаження на стиск в умовах остеосинтезу тільки стрижнями та спицями можна за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 6.

Наступним етапом роботи був змодельований варіант остеосинтезу великогомілкової кістки інтрамедуТаблиця 3. Величини напружень у моделі гомілки з переломами обох кісток у нижній третині під впливом навантаження на стиск. Остеосинтез стрижнем та спицею, блок з кісткових трансплантатів на великогомілкову кістку

	Напруження, МПа			
Контрольні точки	Стрижень ротаційно стабільний			
	з неблоко- ваним подо- вжнім рухом	з блокованим подовжнім рухом		
1	3,0	2,2		
2	5,0	5,0		
3	3,0	1,7		
4	2,8	2,9		
5	0,9	0,3		
6	3,5	2,7		
7	0,1	0,1		
8	0,4	0,2		

лярними стрижнями з додатковим блоком з кісткових трансплантатів. Рис. 7 відображає напружено-деформований стан моделі гомілки з переломами обох кісток у нижній третині під впливом навантаження на стиск в умовах остеосинтезу стрижнем з ротаційною стабільністю.

При використанні інтрамедулярного стрижня без блокування подовжнього руху в комбінації з блоком кісткових трансплантатів на великогомілкову кістку спостерігається значне зниження напружень на малогомілковій кістці до рівня 0,1–0,4 МПа, а також у зоні псевдоартрозу великогомілкової кістки — до 3,5 та 0,5 МПа в її дистальному та проксимальному фрагменті відповідно.

На рис. 8 наведено картину розподілу напружень у моделі гомілки з переломами обох кісток у нижній третині під впливом навантаження на стиск при остеосинтезі стрижнем з ротаційною стабільністю та блокованим подовжнім рухом, блоком з кісткових трансплантатів на великогомілкову кістку.

Використання інтрамедулярного стрижня з блокованим подовжнім рухом у комбінації з блоком кісткових трансплантатів на великогомілкову кістку під впливом стискаючого навантаження знижує рівень напружень практично в усіх контрольних точках моделі порівняно зі стрижнем без блокованого подовжнього руху.

Дані про величини напружень у моделі гомілки з переломами обох кісток у нижній третині під впливом навантаження на стиск при остеосинтезі стрижнем та спицею, блоком з кісткових трансплантатів на великогомілкову кістку наведені в табл. 3.

Наочне уявлення про рівень напружень у моделях гомілки з переломами обох кісток у нижній третині під впливом навантаження на стиск в умовах остеосинтезу стрижнями та спицею і блоком з кісткових трансплантатів на великогомілкову кістку можна отримати за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 9.

Розглянемо, як впливає на розподіл напружень у моделях гомілки з переломами обох кісток у нижній третині використання блока з кісткових трансплантатів на обидві гомілкові кістки. На рис. 10 наведена картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломами обох кісток у нижній третині під впливом навантаження на стиск в умовах остеосинтезу стрижнем з ротаційною стабільністю та блоком з кісткових трансплантатів на обидві кістки.

Блок кісткових трансплантатів на обидві кістки гомілки в поєднанні з ротаційним інтрамедулярним стрижнем без блокування подовжньої рухомості дозволяє ще більше знизити рівень напружень у зоні псевдоартрозу порівняно з попередньою моделлю і практично нівелювати різницю зі стрижнем з блокуванням подовжнього руху. Відмінності у величинах напружень між двома моделями зберігаються лише в чотирьох контрольних точках з восьми. Розподіл напружень у моделі з остеосинтезом стрижнем з ротаційною стабільністю та блокованим подовжнім рухом, блоком з кісткових трансплантатів на обидві кістки можна спостерігати на рис. 11.

У табл. 4 наведено дані про величини напружень у моделях гомілки з переломами обох кісток у нижній третині під впливом навантаження на стиск при остеосинтезі стрижнем та спицею, блоком з кісткових трансплантатів на обидві кістки.

Для наочного уявлення про величини напружень у моделях гомілки з переломами обох кісток у нижній третині під впливом навантаження на стиск в умовах остеосинтезу стрижнями та спицею і блоком з кісткових трансплантатів на обидві кістки побудована діаграма, яка наведена на рис. 12.

Проведені дослідження показали, що при навантаженнях на стиск використання ротаційно стабільного стрижня без блокування подовжнього руху викликає підвищений рівень напружень на малогомілковій кістці, а також у зоні псевдоартрозу великогомілкової. Це відбувається тому, що стрижень не надає спротиву переміщенням у бік скорочення, що є платою за можливість зростання. Але малогомілкова кістка фіксована цільною спицею, тому бере на себе основну частину стискаючого навантаження. Стрижень з блокуванням Таблиця 4. Величини напружень у моделі гомілки з переломами обох кісток у нижній третині під впливом навантаження на стиск. Остеосинтез стрижнем та спицею, блок з кісткових трансплантатів на обидві кістки

	Напруження, МПа		
Контрольні точки	Стрижень ротаційно стабільний		
	з неблоко- ваним подо- вжнім рухом	з блокованим подовжнім рухом	
1	3,0	2,2	
2	5,0	5,0	
3	3,0	1,8	
4	2,9	2,9	
5	0,9	0,3	
6	2,3	1,7	
7	0,2	0,2	
8	0,2	0,2	

подовжнього руху бере на себе стискаючі навантаження, тому при моделюванні спостерігаємо значне зниження напружень на малогомілковій кістці та в зоні псевдоартрозу великогомілкової. Використання блоків з кісткових трансплантатів як на обидві кістки, так і тільки на великогомілкову дозволяє знизити рівень напружень у кісткових фрагментах, особливо в зоні перелому, і нівелювати різницю між блокованими та неблокованим стрижнями. Отже, слід брати до уваги той факт, що використані моделі відповідають стану повного зрощення трансплантатів з кісткою. Тільки в цьому випадку вони спроможні виконувати роль блокування подовжнього руху при стисканні. У ранній післяопераційний період вся система працює за схемою першого розглянутого варіанта остеосинтезу тільки стрижнем, і в даному випадку переваги ротаційно стабільного стрижня з блокуванням подовжнього руху суттєві.

Останнім етапом роботи вивчали величини відносних деформацій, яким піддіється кістковий регенерат при навантаженнях на стискання при різних варіантах остеосинтезу кісток гомілки. На рис. 13 відображені

Таблиця 5. Величини відносних деформацій кісткового регенерату в моделях з різними видами остеосинтезу кісток гомілки при їх вродженому псевдоартрозі під впливом навантаження на стиск

Кістка	Стрижень	Відносна деформація, %		
		Стрижень	Блок на велико- гомілковій кістці	Загальний блок
Великогоміл- кова	Неблокований	1,94	0,120	0,100
	З блокованим подовжнім рухом	0,5	0,05	0,03
Малогомілкова	Неблокований	1,60	0,062	0,015
	З блокованим подовжнім рухом	0,06	0,03	0,01

деформації кісткового регенерату в моделі гомілки з псевдоартрозом обох кісток у нижній третині з різними варіантами їх остеосинтезу з використанням ротаційно стабільного стрижня при навантаженні на стиск.

Наявність фактора осьової рухомості інтрамедулярного стрижня викликає досить значні деформації кісткових регенератів обох кісток гомілки — 1,94 % на великогомілковій кістці та 1,60 % на малогомілковій. Використання кісткових трансплантатів дозволяє значно знизити деформації кісткового регенерату — до 0,12 % при накладанні трансплантатів на великогомілкову кістку і до 0,10 % при накладанні на обидві кістки.

Розглянемо, як змінюється картина відносної деформації кісткового регенерату в моделі гомілки з псевдоартрозом обох кісток у нижній третині з різними варіантами їх остеосинтезу з використанням ротаційно стабільного стрижня з блокованим подовжнім рухом при навантаженні на стиск (рис. 14).

Дослідження показали, що використання інтрамедулярного стрижня з блокуванням подовжнього руху дозволяє суттєво зменшити деформації кісткового регенерату при навантаженнях моделей на стиск, особливо при остеосинтезі без використання блоків кісткових трансплантатів, за якого відносні деформації не перевищують 0,5 % для великогомілкової кістки та 0,6 % — для малогомілкової.

Дані про величини відносних деформацій кісткового регенерату в моделях з різними видами остеосинтезу кісток гомілки при їх вродженому псевдоартрозі під впливом навантаження на стиск наведено в табл. 5.

Наочне уявлення про співвідношення величин відносних деформацій кісткового регенерату великогомілкової кістки в моделях з різними видами остеосинтезу кісток гомілки при їх вродженому псевдоартрозі під впливом навантаження на стиск можна отримати за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 15.

Діаграма на рис. 16 надає уявлення про величини відносних деформацій кісткового регенерату малогомілкової кістки в моделях з різними видами остеосинтезу кісток гомілки при їх вродженому псевдоартрозі під впливом навантаження на стиск.

Як бачимо на діаграмах, при остеосинтезі кісток гомілки тільки інтрамедулярним стрижнем стрижень з блокуванням подовжніх рухів надає суттєві переваги з точки зору зниження деформацій кісткового регенерату. Ці переваги також будуть стосуватися інших варіантів остеосинтезу в ранній післяопераційний період, коли повного зрощення трансплантатів з кісткою ще немає.

Висновки

Використання інтрамедулярного ротаційно стабільного стрижня з блокуванням подовжнього руху при стисканні дозволяє значно знизити рівень напружень у малогомілковій кістці та в зоні псевдоартрозу великогомілкової кістки, а також значно зменшує величини відносних деформацій кісткового регенерату при всіх варіантах остеосинтезу. **Конфлікт інтересів.** Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів та власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

Список літератури

1. Kesireddy N., Kheireldin R.K., Lu A., Cooper J., Liu J., Ebraheim N.A. Current treatment of congenital pseudarthrosis of the tibia: a systematic review and meta-analysis. J. Pediatr. Orthop. B. 2018. 27. 541-50. doi: 10.1097/ BPB.000000000000524.

2. Hefti F., Bollini G., Dungl P., Fixsen J., Grill F., Ippolito E., et al. Congenital pseudarthrosis of the tibia: history, etiology, classification, and epidemiologic data. J. Pediatr. Orthop. B. 2000. 9(1). 11-5. CrossRefPubMed.

3. Paley D. Congenital pseudarthrosis of the tibia: biological and biomechanical considerations to achieve union and prevent refracture. Journal of Children's Orthopaedics. 2019 Jan. DOI: 10.1302/1863-2548.13.180147.

4. Zhu G.H., Mei H.B., He R.G., et al. Combination of intramedullary rod, wrapping bone grafting and Ilizarov's fixator for the treatment of Crawford type IV congenital pseudarthrosis of the tibia: mid-term follow up of 56 cases. BMC Musculoskelet. Disord. 2016. 17. 443.

5. El-Rosasy M.A. Congenital Pseudarthrosis of the tibia: The outcome of a pathology-oriented classification system and treatment protocol. J. Pediatr. Orthop. B. 2020. 29. 337-47. doi: 10.1097/BPB.000000000000660.

6. Shah H., Joseph B., Bvs N., et al. What factors influence union and Refracture of congenital Pseudarthrosis of the tibia? A multicenter long-term study [J]. J. Pediatr. Orthop. 2018. 38(6). e332-7.

7. Khmyzov S.O., Katsalap E.S., Karpinsky M.Yu., Yaresko O.V. Mathematical modeling of osteosynthesis of the lower leg bones during their congenital pseudarthrosis in the middle third. Bulletin of Problems Biology and Medicine. 2020. 4 (158). 239-246. DOI: 10.29254/2077-4214-2020-4-158-239-246.

8. Хмизов С.О., Кацалап Є.С., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Математичне моделювання варіантів остеосинтезу кісток гомілки при їх уродженому псевдоартрозі в середній третині. Вісник проблем біології і медицини. 2020. Вип. 4 (158). С. 239-246. DOI: 10.29254/2077-4214-2020-4-158-239-246.

9. Хмизов С.О., Кацалап Є.С., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Математичне моделювання остеосинтезу кісток гомілки з використанням титанової сітки при їх вродженому псевдоартрозі в нижній третині. Травма. 2021. Т. 22. № 4. С. 23-29. DOI: 10.22141/1608-1706.4.22.2021.239706.

10. Пат. на корисну модель № 149929 UA МПК A61B17/72. Інтрамедулярний телескопічний фіксатор для лікування переломів та дефектів довгих кісток у дітей з незавершеним ростом. Кацалап Є.С., Хмизов С.О., Ковальов А.М., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д. Патентовласник ДУ «ІПХС ім. М.І. Ситенка НАМНУ». Заявка и202103957 від 07.07.2021. Опубл. 15.12.2021, бюл. № 50.

11. Корж М.О., Хмизов С.О., Ковальов А.М., Пашенко А.В., Єршов Д.В. Інтрамедулярний телескопічний фіксатор. Патент № 88254 UA. 2014. ДСІВ України.
12. Bone mechanics handbook. Ed. by Stephen C. Cowin. CRC Press Reference, 2001.

13. Vidal-Lesso A., Ledesma-Orozco E., Daza-Benítez L., Lesso-Arroyo R. Mechanical Characterization of Femoral Cartilage Under Unicompartimental Osteoarthritis. Ingeniería Mecánica Tecnología Y Desarrollo. 2014. 4 (6). 239-246.

14. Boccaccio A., Pappalettere C. Mechanobiology of Fracture Healing: Basic Principles and Applications in Orthodontics and Orthopaedics. Theoretical Biomechanics. Ed. by Dr Vaclav Klika. 2011.

15. Vasyuk V.L., Koval O.A., Karpinsky M.Yu., Yaresko O.V. Mathematical modeling of options for osteosynthesis of distal tibial metaphyseal fractures type C1. Trauma. 2019. 20 (1). 37-46. DOI: 10.22141/1608-1706.1.20.2019.158666. 16. Сорокин В.Г., Волосникова А.В., Вяткин С.А. и др. Марочник сталей и сплавов. Под ред. В.Г. Сорокина. Москва: Машиностроение, 1989. 640 с.

17. Зенкевич О.К. Метод конечных элементов в технике. Москва: Мир, 1978. 519 с.

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

> Отримано/Received 11.09.2022 Рецензовано/Revised 21.09.2022 Прийнято до друку/Accepted 30.09.2022 ■

Information about authors

Khmyzov Sergiy, MD, PhD, Professor, Head of the Department of Child Spine and Joint Pathology, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; тел. +380 (050) 183 1403; e-mail: s.khmyzov@gmail.com; https://orcid.org/0000-0002-6725-0915

Katsalap E.S., PhD-student, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; ren. +380 (098) 406-22-21; e-mail: lizaveta27@ukr.net; https://orcid.org/0000-0002-8193-4360

Mykhailo Karpinsky, Senior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; тел. +380 (057) 725-14-74; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; https://orcid.org/0000-0002-3004-2610

Yaresko Olexander, Junior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; тел. +380 (057) 725-14-74; 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.

S.O. Khmyzov, E.S. Katsalap, M.Yu. Karpinsky, O.V. Yaresko

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

Comparative analysis of the stress-strain state of tibial bone models in their congenital pseudoarthrosis in the lower third in conditions of osteosynthesis by intramedullary growing rods with blocking of longitudinal movement during compression and without it

Abstract. Background. The main manifestation of congenital pseudoarthrosis is deformity of the tibia, and the appearance of spontaneous fractures of the tibia and/or fibula. In the presence of a fracture, surgical interventions are performed to achieve fusion and restore the function of the lower extremity. Growing (blocked and unblocked) intramedullary rods have one common drawback - the lack of resistance to compressive loads. To eliminate this shortcoming, a growing intramedullary rod with blocked rotational and longitudinal movement during compression was developed. Objective: to determine the features of the stress-strain state of shin models with pseudoarthrosis of its bones in different variants of osteosynthesis using intramedullary rod with rotational stability and blocked longitudinal movement during compression. Materials and methods. The zone of nonunion of shin bones in their lower third and 3 variants of osteosynthesis were modeled: intramedullary rod and wire; rod, wire and block from bone grafts on the tibia; rod, wire and block from bone grafts on both bones of the shin. We also modeled 2 types of intramedullary rods with longitudinal mobility, which allows the structure to grow according to the growth of shin bones: a rod with rotational stability and a rod with rotational stability and blocked longitudinal movement during compression. Results. Under compressive loads, the use of a rotationally stable rod without blocking of longitudinal movement causes an increased level of stress on the fibula, as well as in the area of tibial pseudoarthrosis. This is because

the rod does not resist moving in the direction of shortening, which is a fee for the possibility of growth. But the fibula fixed by a single wire undertakes the main part of the compressive load. The rod with longitudinal movement blocking takes on compressive loads, which leads to a decrease in stress on the fibula and in the area of tibial pseudoarthrosis. The use of blocks from bone grafts can reduce the level of stress in bone fragments, especially in the fracture area, and eliminate the difference between blocked and unblocked rods. Therefore, it should be borne in mind that the models used correspond to the state of complete fusion of grafts with bones. Only in this case, they are able to perform the role of blocking of longitudinal movement during compression. In the early postoperative period, the advantages of a rotationally stable rod with longitudinal motion blocking are significant. The presence of the factor of axial mobility of the intramedullary rod causes quite significant deformations of bone regenerates in both shin bones — 1.94 % on the tibia and 1.60 % on the fibula. Bone grafts can significantly reduce the deformation of bone regenerate - up to 0.12 % when they are used on the tibia and up to 0.10 % when they are used on both bones. Conclusions. The use of intramedullary rotationally stable rod with blocking of longitudinal movement during compression can significantly reduce the level of stress in the fibula and in the area of tibial pseudoarthrosis, and significantly reduces the relative deformations of bone regenerates in all variants of osteosynthesis. Keywords: children; pseudoarthrosis; osteosynthesis; load

Original Researches



DOI: https://doi.org/10.22141/1608-1706.5.23.2022.914

Прозоровський Д.В., Романенко К.К., Карпінський М.Ю. ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

Визначення діапазону корекції різних коригуючих остеотомій першої плеснової кістки при лікуванні вальгусної деформації першого пальця стопи

Резюме. Вступ. Вальгусна деформація першого пальця стопи (hallux valgus) є найпоширенішою статичною деформацією переднього відділу. На сьогодні найпоширенішими хірургічними техніками, за даними літератури, є дистальні остеотомії першої плеснової кістки (Chevron-остеотомія), діафізарні остеотомії (Scarf-остеотомія) та проксимальні остеотомії (Closing base wedge-остеотомія). Мета. На основі геометричного моделювання вальгусної деформації першого пальця стопи розрахувати, яка з цих хірургічних технік (Chevron-остеотомія, Scarf-остеотомія або Closing base wedge-остеотомія) може бути застосована при тій чи іншій мірі вальгусної деформації першого пальця стопи. Матеріали та методи. Здійснено математичне моделювання варіантів корекції вальгусної деформації першого пальця стопи (hallux valgus). Під час моделювання вивчали деформацію першого пальця стопи. Моделювали три види коригуючих остеотомій: проксимальна остеотомія — Closing base wedge-остеотомія; Scarf-остеотомія діафіза першої плеснової кістки; Сhevron-остеотомія першої плеснової кістки в дистальній частині. Обмеженнями при всіх остеотоміях виступала умова, що сумарна площа контакту після корекції не повинна бути меншою за половину вихідної площі контакту кісткових фрагментів. Результати. При допустимому відхиленні першого пальця на 8° коригуюча остеотомія першої плеснової кістки в її проксимальному відділі дозволяє усунути вихідне відхилення до 24°. Виконання коригуючої остеотомії Scarf забезпечує необхідну площу контакту між фрагментами першої плеснової кістки при кутах корекції в діапазоні від 0° до 20° і при зміщенні фрагментів до 2 мм. Остеотомії Shevron і Scarf мають потенційно рівний діапазон можливої корекції при товщині кортикального шару першої плеснової кістки 7 мм. При витонченні кортикального шару до 3 мм визначається перевага остеотомії Scarf, яка дозволяє забезпечити необхідну площу контакту між фрагментами першої плеснової кістки для корекції вальгусної деформації першого пальця стопи в діапазоні від 0° до 20°, тоді як остеотомія Shevron— тільки до 15°. **Висновки.** Проксимальна коригуюча остеотомія першої плеснової кістки дозволяє усунути вальгусну деформацію першого пальця величиною до 24° за умови збереження післяопераційного відхилення першої плеснової кістки на кут 8°. Коригуюча остеотомія Scarf дозволяє забезпечити необхідну площу контакту не менше ніж 50 % між фрагментами першої плеснової кістки при кутах корекції в діапазоні від 0° до 20° і при зміщенні фрагментів до 2 мм за будь-якої товщини кортикального шару. При Shevron-остеотомії виявилася залежність коригувальних можливостей від товщини кортикального шару кістки, яка при товщині 3 мм скорочує діапазон ротаційної корекції вальгусної деформації першого пальця стопи до 15°.

Ключові слова: стопа; перший палець; деформація hallux valgus; корекція, остеотомія

Вступ

Вальгусна деформація першого пальця стопи (hallux valgus) є найпоширенішою статичною деформацією переднього відділу [5]. Для хірургічної корекції цієї деформації запропоновано понад 400 видів хірургічних

втручань [7]. Це зовсім не означає, що не існує того єдиного золотого стандарту, який міг би вирішити проблему хірургічного лікування hallux valgus, швидше за все, йдеться про те, що вальгусна деформація першого пальця стопи дуже варіабельна у своїх клінічних про-

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

^{© «}Травма» / «Trauma» («Travma»), 2022

[©] Видавець Заславський О.Ю. / Publisher Zaslavsky О.Yu., 2022

Для кореспонденції: Карпінський Михайло Юрійович, старший науковий співробітник лабораторії біомеханіки, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка Національної академії медичних наук України», вул. Пушкінська, 80, м. Харків, 61024, Україна; +380 (057) 725-14-74; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com

For correspondence: Mykhailo Karpinsky, Senior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; +380 (057) 725-14-74; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com

явах і тому не може бути одного-єдиного методу хірургічної корекції цієї деформації.

На сьогодні найпоширенішими хірургічними техніками, за даними літератури, є дистальні остеотомії першої плеснової кістки (Chevron-остеотомія) [1, 4], діафізарні остеотомії (Scarf-остеотомія) [2] та проксимальні остеотомії (Closing base wedge-остеотомія) [3].

Мета. На основі геометричного моделювання вальгусної деформації першого пальця стопи розрахувати, яка з цих хірургічних технік (Chevron-остеотомія, Scarf-остеотомія або Closing base wedge-остеотомія) може бути застосована при тій чи іншій мірі вальгусної деформації першого пальця стопи.

Матеріали та методи

Проведене математичне моделювання варіантів корекції вальгусної деформації першого пальця стопи (hallux valgus). Для вирішення поставленого завдання було розроблено базову двовимірну геометричну модель першого променя стопи, що являла собою першу плеснову кістку і основну фалангу першого пальця стопи із суглобом між ними. Уся модель умовно розді-



Рисунок 1. Математична модель першого пальця стопи: а) двовимірна модель першого променя стопи з геометричними параметрами; б) лінійна векторна модель першого променя стопи

лена на 4 зони, три з яких припадають на першу плеснову кістку. Зона А — проксимальна частина першої плеснової кістки; зона В — діафізарна її частина; зона С — дистальна частина першої плеснової кістки, зона D — основна фаланга першого пальця стопи. Довжина та діаметр кожної зони наведені на рис. 1а, усі розміри вказані у міліметрах.

При моделюванні суглоба за допомогою одновимірної моделі вона може бути подана у векторному вигляді: $\vec{A} + \vec{B} + \vec{C} + \vec{D}$ (рис. 16).

При моделюванні вивчали деформацію першого пальця стопи, а саме відхилення основної фаланги на кут ф без деформації сферичної частини суглоба.

Моделювали три види коригуючих остеотомій:

1) проксимальна остеотомія — Closing base wedgeостеотомія (між зонами А та В);

 Scarf-остеотомія діафіза першої плеснової кістки (у зоні В);

3) Shevron-остеотомія першої плеснової кістки у дистальній частині (між зонами В та С).

Обмеженнями при всіх остеотоміях, що виконуються для корекції вальгусної деформації першого пальця стопи, виступала умова, що сумарна площа контакту після корекції не повинна бути меншою за половину вихідної площі контакту кісткових фрагментів при проведенні остеотомії для наступної стабільної фіксації кісткових фрагментів різними імплантатами.

$$S = \frac{S_{\text{kop}}}{S_0} \ge 0,5,\tag{1}$$

де $S_{_{kop}}$ — площа контакту після коригуючої остеотомії; S_0 — площа контакту до коригуючої остеотомії.

Моделювали площі контакту остеотомії за допомогою кінцево-елементного пакета типу COSMOS з використанням геометричних примітивів, що забезпечують автоматичну генерацію сітки кінцевих елементів [6]. Надалі обчислювали площу контакту спільно працюючих поверхонь.

Результати

1. Моделювання корекції вальгусної деформації першого пальця стопи за допомогою проксимальної коригуючої остеотомії (Closing base wedge-остеотомія)

За наявності вальгусної деформації першого пальця стопи у вигляді відхилення першої плеснової кістки на кут ф лінійна модель набуває вигляду, показаного на рис. 2.

Значення векторів визначаються залежностями:

 $\vec{A} = A(\vec{i}\sin\varphi + \vec{j}\cos\varphi); \qquad (2)$ $\vec{B} = B(\vec{i}\sin\varphi + \vec{j}\cos\varphi); \qquad (2)$

$$\vec{B} = B(\vec{i}\sin\varphi + \vec{j}\cos\varphi); \qquad (3)$$

$$\vec{C} = (C + H)(\vec{i}\sin\varphi + \vec{i}\cos\varphi); \qquad (4)$$

$$C = (C + \Pi) (I \sin \phi + J \cos \phi); \qquad (4)$$

 $\mathbf{D} = \mathbf{D}(\mathbf{i}\sin\psi + \mathbf{j}\cos\psi), \tag{5}$

де φ — кут відхилення першої плеснової кістки; ψ — кут відхилення основної фаланги першого пальця.

Замикаючий вектор при цьому матиме вигляд $\overrightarrow{AD} = (A + B + C + H) (\vec{i} \sin \omega + \vec{i} \cos \omega) + \vec{i} \cos \omega$

$$D = (A + B + C + H) (i \sin \varphi + j \cos \varphi) + + D(-i \sin \psi + j \cos \psi).$$
(6)

Величина кута у визначається з рівня

$$(A + B + C + H)\sin\varphi - D\sin\psi = 0, \qquad (7)$$

звідки

$$\psi = \arcsin\left(\frac{(A + B + C + H)\sin\phi}{D}\right).$$
 (8)

З огляду на це рівняння (6) має вигляд

$$\vec{A}\vec{D} = (A + B + C + H) (\vec{i}\sin\phi + \vec{j}\cos\phi) + + D\left(\left(-\vec{i}\left(\frac{(A + B + C + H)\sin\phi}{D}\right) + (9) + \vec{j}\sqrt{\left(1 - \left(\frac{(A + B + C + H)\sin\phi}{D}\right)^2\right)}\right).$$

При виконанні коригуючої остеотомії в проксимальному відділі першої плеснової кістки у вигляді клину, зверненого назовні стопи, з основою величиною Z1 розрахункова схема набуває вигляду, як показано на рис. 3.

При цьому векторні рівняння мають вигляд

$$A1 = A - \frac{Z1}{4};$$

$$B1 = B - \frac{Z1}{4};$$

$$\theta1 = \operatorname{arctg}\left(\frac{Z1}{d3}\right),$$

(10)

де Z1 — ширина основи клину, що виділяється; θ1 величина кута при вершині клину, що виділяється.

При вихідному відхиленні суглоба на кут ϕ значення векторів визначаються залежностями:

$$\overline{A1} = \left(A - \frac{Z1}{4}\right) \ (\overline{i} \sin \varphi + \overline{j} \cos \varphi); \tag{11}$$

$$\overline{B1} = \left(B - \frac{Z1}{4}\right) (\overline{i} \sin (\varphi - \theta 1) + \overline{j} \cos(\varphi - \theta 1)); \qquad (12)$$

$$\vec{C1} = (C + H)(\vec{i}\sin(\phi - \theta 1) + \vec{j}\cos(\phi - \theta 1));$$
(13)

$$D1 = D(i \sin \psi 1 + j \cos \psi 1), \qquad (14)$$

де ψ1 — величина кута відхилення основної фаланги після коригуючої остеотомії, визначається з рівняння

$$\left(A - \frac{Z1}{4}\right)\sin\varphi + (B + C + H - \frac{Z1}{4})\sin(\varphi - \theta 1) - (15)$$
$$-D\sin\psi 1 = 0,$$

звідки

$$\psi 1 = \arcsin\left(\frac{(A - \frac{Z1}{4})\sin\varphi + (B + C + H - \frac{Z1}{4})\sin(\varphi - \theta 1)}{D}\right). (16)$$

Підставивши значення кута θ 1 із рівняння (10) до рівняння (12), (13) та (16), отримаємо

$$\overline{B1} = \left(B - \frac{Z1}{4}\right) \left(\overline{i}\sin\left(\varphi - \frac{Z1}{d3}\right) + \overline{j}\cos\left(\varphi - \frac{Z1}{d3}\right)\right); (17)$$
$$\overline{C1} = (C + H)\left(\overline{i}\sin\left(\varphi - \frac{Z1}{d3}\right) + \overline{j}\cos\left(\varphi - \frac{Z1}{d3}\right)\right); (18)$$

$$\psi 1 = \arcsin\left(\frac{(A - \frac{Z1}{4})\sin\varphi + (B + C + H - \frac{Z1}{4})\sin(\varphi - \frac{Z1}{d3})}{D}\right). (19)$$

Замикаючий вектор при цьому матиме вигляд

$$\overrightarrow{A}\overrightarrow{D}1 = (\overrightarrow{A}1 + \overrightarrow{B}1 + \overrightarrow{C}1 + \overrightarrow{D}1).$$
(20)

Кут відхилення суглоба після коригування визначається з виразів

$$X = \left(A - \frac{Z1}{4}\right)\sin\varphi + \left(B + C + H - \frac{Z1}{4}\right)\sin\left(\varphi - \frac{Z1}{d3}\right); (21)$$



Рисунок 2. Лінійна модель hallux valgus



Рисунок 3. Геометрична модель остеотомії

$$Y = \left(A - \frac{Z1}{4}\right)\cos\varphi + \left(B + C + H - \frac{Z1}{4}\right)\cos\left(\varphi - \frac{Z1}{d3}\right); (22)$$
$$\varphi 1 = \operatorname{arctg}\left(\frac{X}{Y}\right).$$
(23)

Графік залежностей кута відхилення суглоба від вихідного кута і величини підстави клину, що виділяється, при допустимому значенні кута відхилення суглоба $\varphi 1 = 8^{\circ}$ наведено на рис. 4.

Як можемо бачити на графіку, при допустимому відхиленні першого пальця на 8° коригуюча остеотомія першої плеснової кістки в її проксимальному відділі дозволяє усунути вихідне відхилення до 24°.

2. Моделювання корекції вальгусної деформації першого пальця стопи з використанням Scarf та Shevron коригувальних остеотомій

Для одночасної корекції кутового відхилення першої плеснової кістки та ротаційного зміщення її суглобової поверхні використовуються коригуючі Scarf та Shevron остеотомії (рис. 5, 6).

Особливістю цих коригуючи остеотомій є поворот дистального фрагмента плеснової кістки на кут γ і зміщення його на величину Z3. Геометрична та векторна розрахункові схеми подані на рис. 7.

Як для моделі Shevron-остеотомії, так і для моделі Scarf-остеотомії векторні рівняння мають вигляд

A2 = A -
$$\frac{Z1}{4}$$
; B2 = B - $\frac{Z1 + Z2}{4}$; (24)

а величини кутів при вершинах січених клинів, відповідно,

$$\theta 1 = \operatorname{arctg}\left(\frac{Z1}{d3}\right); \ \theta 2 = \operatorname{arctg}\left(\frac{Z2}{d3}\right).$$
(25)



Рисунок 5. Коригуюча Scarf-остеотомія



Рисунок 6. Коригуюча Shevron-остеотомія

$$\vec{A}2 = \left(A - \frac{Z1}{4}\right) (\vec{i} \sin \varphi + \vec{j} \cos \varphi); \qquad (26)$$

$$\overline{B2} = \left(B - \frac{Z1 + Z2}{4}\right) (\overline{i} \sin(\phi - \theta 1) + \overline{j} \cos(\phi - \theta 1)); \quad (27)$$
$$\overline{C2} = \left(C + H - \frac{Z2}{4}\right) (\overline{i} \sin(\phi - \theta 1 + \theta 2) + (28))$$

$$+\overline{j}\cos(\varphi - \theta 1 + \theta 2));$$

$$\overline{D}^{2} = D(\overline{i}\sin\psi^{2} + \overline{i}\cos\psi^{2})$$
(20)

$$D2 = D(i \sin \psi 2 + j \cos \psi 2).$$
 (29)



Рисунок 4. Зона можливої корекції вальгусної деформації першого пальця стопи при величинах підстави клину, що виділяється, Z1 = 0, 2, 4, 6 мм і допустимому значенні кута відхилення суглоба φ1 = 8°



Величина кута у визначається з рівняння

$$\left(A - \frac{Z1}{4}\right)\sin\varphi + \left(B - \frac{Z1}{4} - \frac{Z2}{4}\right)\sin(\varphi - \theta 1) + \left(C + H - \frac{Z2}{4}\right)\sin(\varphi - \theta 1 + \theta 2) - D\sin\psi 2 = 0,$$

$$(30)$$

звідки

$$\psi 2 = \arcsin\left(\frac{\left(A - \frac{Z1}{4}\right)\sin\phi + \left(B - \frac{Z1 + Z2}{4}\right)\sin\left(\phi - \frac{\theta 1}{2}\right) + D}{D} + \frac{\left(C + H - \frac{Z2}{4}\right)\sin\left(\phi - \theta 1 + \theta 2\right)}{D}\right).$$
(31)

Кут відхилення суглоба після коригування $\phi 2 = arctg\left(\frac{X}{V}\right)$ визначається з рівнянь

$$X = \left(A - \frac{Z1}{4}\right)\sin\varphi + \left(B - \frac{Z1 + Z2}{4}\right)\sin(\varphi - \theta 1) + \left(C + H - \frac{Z2}{4}\right)\sin(\varphi - \theta 1 + \theta 2);$$
(32)

$$Y = \left(A - \frac{Z1}{4}\right)\cos\varphi + \left(B - \frac{Z1 + Z2}{4}\right)\cos(\varphi - \theta 1) + \left(C + H - \frac{Z2}{4}\right)\cos(\varphi - \theta 1 + \theta 2).$$
(33)

Граничний кут β2 відхилення головки плеснової кістки визначається формулою

$$\beta 2 = \operatorname{arctg}\left(\frac{\mathrm{d}2}{(\frac{\mathrm{d}2^2}{\mathrm{4H}} - \mathrm{H})}\right) \ge \varphi + \psi 2 - \theta 1 + \theta 2 - \alpha. \tag{34}$$

Обмеженнями при обох способах корекції виступає умова, що сумарна площа контакту після зміщення кісткових фрагментів не повинна бути меншою за половину вихідної площі контакту при проведенні остеотомії:

$$F = \frac{F_{\text{\tiny KOP}}}{F_0} \ge 0,5,\tag{35}$$

де $F_{\text{кор}}$ — площа контакту між фрагментами першої плеснової кістки після виконання остеотомії;

*F*₀ — площа контакту між фрагментами першої плеснової кістки до виконання остеотомії.

Залежність відносної площі контакту при діаметрі кістки d3 = 18 мм та товщині кортикального шару δ = 3 мм від кута повороту γ та зміщення Z3 для корекції деформації остеотомією Scarf наведено на рис. 8.

Як бачимо на графіку, виконання коригуючої остеотомії Scarf забезпечує необхідну площу контакту між фрагментами першої плеснової кістки при кутах корекції в діапазоні від 0° до 20° і при зміщенні фрагментів до 2 мм.

Залежність відносної площі контакту від кута корекції у та зміщення Z3 для корекції деформації з використанням остеотомії Shevron наведено на рис. 9.

Як бачимо, виконання Shevron-остеотомії дозволяє зберегти допустиму площу контакту між фрагментами кістки не менше ніж 50 % тільки у разі відсутності зміщення фрагментів та при корекції вальгусної деформації першого пальця стопи не більше ніж 15°. Графік залежності відносної площі контакту кісткових фрагментів від кута корекції γ та зміщення Z3 для корекції деформації за допомогою Scarf-остеотомії при товщині кортикального шару кістки $\delta = 7$ мм наведено на рис. 10.

Проведене моделювання показало, що збільшення товщини кортикального шару першої плеснової кістки стопи до 7 мм не обмежує діапазон можливої корекції



Рисунок 7. Розрахункова схема корекції Shevron- та Scarf-остеотомії: а) геометрична; б) векторна



Рисунок 8. Залежність відносної площі контакту кісткових фрагментів від кута повороту γ та зміщення Z3 для корекції деформації з використанням остеотомії Scarf при товщині кортикального шару кістки δ = 3 мм

вальгусної деформації першого пальця при виконанні остеотомії Shevron.

Проведені дослідження показали, що обидва види коригуючих остеотомій, і Shevron, і Scarf, мають потенційно рівний діапазон можливої корекції при товщині кортикального шару першої плеснової кістки 7 мм. При стоншенні кортикального шару до 3 мм визначається перевага остеотомії Scarf, яка, з урахуванням умови збереження 50 % площі контакту кісткових фрагментів після виконаних остеотомій,



Рисунок 9. Залежність відносної площі контакту кісткових фрагментів від кута повороту γ та зміщення Z3 для корекції деформації з використанням остеотомії Shevron при товщині кортикального шару кістки δ = 3 мм



Рисунок 10. Залежність відносної площі контакту кісткових фрагментів від кута корекції γ та зміщення Z3 для корекції деформації за допомогою Scarf-остеотомії при товщині кортикального шару кістки δ = 7 мм



Рисунок 11. Залежність відносної площі контакту кісткових фрагментів від кута корекції γ та зміщення Z3 для корекції деформації за допомогою Shevron-остеотомії та товщини кортикального шару кістки δ = 7 мм

дозволяє забезпечити необхідну площу контакту між фрагментами першої плеснової кістки для корекції вальгусної деформації першого пальця стопи в діапазоні від 0° до 20°, тоді як остеотомія Shevron — лише до 15°.

Висновки

1. Проксимальна коригуюча остеотомія першої плеснової кістки дозволяє усунути вальгусну деформацію першого пальця величиною до 24° за умови збереження післяопераційного відхилення першої плеснової кістки на кут 8°.

2. Коригуюча остеотомія Scarf дозволяє забезпечити необхідну площу контакту не менше ніж 50 % між фрагментами першої плеснової кістки при кутах корекції в діапазоні від 0° до 20° і при зміщенні фрагментів до 2 мм при будь-якій товщині кортикального шару.

3. При Shevron-остеотомії виявилася залежність коригувальних можливостей від товщини кортикального шару кістки, яка при товщині 3 мм скорочує діапазон ротаційної корекції вальгусної деформації першого пальця стопи до 15°.

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

Список літератури

1. Austin D.W., Leventen E.O. A new osteotomy for hallux valgus: a horizontally directed V displacement osteotomy of the metatarsal head for hallux valgus and primus varus. Clin. Orthop. 1981. Vol. 157. P. 25-30.

2. Boychenko A.V., Solomin L.N., Belokrylova M.S. et al. Hallux Valgus Correction With Rotational Scarf Combined With Adductor Hallucis Tendon Transposition. J. Foot and Ankle Surgery. 2019. Vol. 58. № 1. P. 34-337.

3. Khlopas H., Fallat L.M. Correction of Hallux Abduc to Valgus Deformity Using Closing Base Wedge Osteotomy: A Study of 101 Patients. J. Foot and Ankle Surgery. 2020. Vol. 59. $N_{\rm D}$ 5. P. 979-983.

4. Siddiqui N.A., La Porta G., Walsh A.L. et al. Radiografic Outcomes of Percutaneous, Reproducible Distal Metatarsal Osteotomy for Mild and Moderate Bunions: A Multicenter Study. J. Foot and Ankle Surgery. 2019. Vol. 58. № 6. P. 1215-1222. 5. Roddy E., Zhang W., Doherty M. Prevalence and associations of hallux valgus in a primary care population. Arthritis Rheum. 2008. Vol. 59. P. 857-862.

6. Алямовский A.A. Solid Works/COSMOS Works. Инженерный анализ методом конечних элементов. Москва: ДМК Пресс, 2004. 432 с.

7. Карданов А.А. Хирургия переднего отдела стопы в схемах и рисунках. Москва: Медпрактика-М, 2012.

Отримано/Received 07.09.2022 Рецензовано/Revised 16.09.2022 Прийнято до друку/Accepted 26.09.2022 ■

Information about authors

Dmytryi Prozorovskyi, PhD, Senior Research Fellow at the Department of Traumatology of Locomotor Apparatus, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; +380 (057) 725-14-28; e-mail: prozorovskiy1973@gmail.com; https://orcid.org/0000-0002-0469-747X Kostiantyn Romanenko, Senior Research Fellow at the Department of Traumatology of Locomotor Apparatus, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; +380 (057) 725-14-28; e-mail: konstantin.romanenko@gmail.com; https://orcid.org/0000-0002-1639-8274 Mykhailo Karpinsky, Senior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; +380 (057) 725-14-28; e-mail: konstantin.romanenko@gmail.com; https://orcid.org/0000-0002-1639-8274 Mykhailo Karpinsky, Senior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; +380 (057) 725-14-74; 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 the manuscript.

D.V. Prozorovsky, K.K. Romanenko, M.Yu. Karpinsky

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

Determination of the range of correction in various corrective osteotomies of the first metatarsal bone in the treatment of hallux valgus

Abstract. Background. Hallux valgus is the most common static deformity of the forefoot. To date, the most common surgical techniques reported in the literature are distal osteotomies of the first metatarsal bone (chevron osteotomy), diaphyseal osteotomies (scarf osteotomy), and proximal osteotomies (closing base wedge osteotomy). Objective: based on the geometric modeling of the hallux valgus, to calculate which of the above surgical techniques (chevron osteotomy, scarf osteotomy or closing base wedge osteotomy) can be applied with varying degrees of hallux valgus in order to correct it. Materials and methods. Mathematical modeling of options for correction of hallux valgus was carried out. The deformity of the first toe was studied during modeling. Three types of corrective osteotomies were modeled: proximal osteotomy - closing base wedge osteotomy; scarf osteotomy of the diaphysis of the first metatarsal bone; chevron osteotomy of the first metatarsal bone in the distal part. The limitation in all osteotomies was the condition that the total contact area after correction should not be less than half of the initial contact area of the bone fragments. Results. With a permissible deviation of the first toe by 8°, corrective osteotomy of the first metatarsal bone in its proximal part allows eliminating the initial deviation of up to 24°. Corrective scarf osteotomy provides the necessary contact area between the fragments of the first metatarsal bone at correction angles in the range from 0 to 20° and when the fragments are displaced for up to 2 mm. The chevron and scarf osteotomies have a potentially equal range of possible correction with the first metatarsal cortical thickness of 7 mm. In a thinning of the cortical layer of up to 3 mm, scarf osteotomy is preferred, it allows for the necessary contact area between the fragments of the first metatarsal bone to correct the hallux valgus in the range from 0 to 20°, whereas the chevron osteotomy - only up to 15°. Conclusions. Proximal corrective osteotomy of the first metatarsal bone eliminates the hallux valgus of up to 24°, provided that the postoperative deviation of the first metatarsal bone is maintained at an angle of 8°. Corrective scarf osteotomy provides the required contact area of at least 50 % between the fragments of the first metatarsal bone at correction angles in the range from 0 to 20° and when the fragments are displaced for up to 2 mm at any thickness of the cortical layer. Chevron osteotomy revealed the dependence of corrective capabilities on the cortical bone thickness, which at a thickness of 3 mm reduces the range of rotational correction of hallux valgus to 15°.

Keywords: foot; first toe; hallux valgus deformity; correction; osteotomy

Original Researches



DOI: https://doi.org/10.22141/1608-1706.5.23.2022.915

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

Анатомо-біомеханічне обґрунтування превентивного армування опилу великогомілкової кістки при монокондилярному ендопротезуванні колінного суглоба

Резюме. Вступ. Нестабільність компонентів ендопротеза є одним із основних ускладнень, чому сприяє прогресуючий остеопороз, в основному у жінок похилого віку. Для профілактики подібних ускладнень нами розроблено методику превентивного зміцнення зони опилу великогомілкової кістки за рахунок використання двох кортикальних металевих гвинтів. Мета. Провести аналіз математичного моделювання напружено-деформованого стану моделей нижньої кінцівки за різних умов монокондилярного ендопротезування колінного суглоба. Змоделювати варіанти зміцнення остеопоротичної кісткової тканини під компонентом тибіального ендопротеза. Матеріали та методи. Було розроблено модель нижньої кінцівки з монокондилярним ендопротезом з медіального боку колінного суглоба. Вивчали напружено-деформований стан моделі за нормальної щільності кісткової тканини та в умовах остеопорозу. Моделювали варіанти зміцнення остеопоротичної кісткової тканини під опорною платформою ендопротеза, для чого під нею у великогомілковій кістці проводили два армуючі гвинти у двох варіантах: у фронтальній площині та сагітальній площині. Результати. Аналіз результатів проведеного математичного моделювання напружено-деформованого стану моделей нижньої кінцівки за різних умов монокондилярного ендопротезування колінного суглоба дозволяє говорити про те, що наявність остеопорозу кісткової тканини значно погіршує ситуацію як з розподілом напружень в елементах моделі, так і з величинами їх відносних деформацій. Особливо це позначається на великогомілковому компоненті моделі. Проведення армуючих гвинтів у великогомілкову кістку під платформу ендопротеза дозволяє поліпшити ситуацію, але тільки у разі їх проведення в сагітальній площині. Висновки. Наявність остеопорозу призводить до збільшення величин напружень у кістковій тканині, яка контактує з елементами ендопротеза, а також до збільшення величин відносних деформацій як у кістковій тканині, так і в елементах ендопротеза. Проведення армуючих гвинтів у сагітальній площині дозволяє знизити рівень напружень у великогомілковій кістці, а також зменшити величини відносних деформацій у ній. Проведення гвинтів у фронтальній площині не справляє значного впливу на зміни напружено-деформованого стану моделі.

Ключові слова: колінний суглоб; математичне моделювання; остеоартроз; остеопороз; монокондилярне ендопротезування; ускладнення; нестабільність ендопротеза

Вступ

Монокондилярна артропластика колінного суглоба стабільно продовжує набирати популярності серед ортопедів у всьому світі. У проведенні даного оперативного втручання Швейцарія є лідером серед країн Європи. Остеоартроз колінного суглоба є основним показанням до його виконання. Найбільш поширеними ускладненнями після монокондилярної артропластики колінного суглоба є нестабільність компонентів ендопротеза, зношування поліетилену та прогресування дегенеративного процесу в іншому відділі суглоба. Нестабільність компонентів ендопротеза є одним з основних ускладнень, чому сприяє прогресуючий остеопороз, здебільшого у літ-

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

^{© «}Травма» / «Trauma» («Travma»), 2022

[©] Видавець Заславський О.Ю. / Publisher Zaslavsky О.Yu., 2022

Для кореспонденції: Карпінський Михайло Юрійович, старший науковий співробітник лабораторії біомеханіки, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка Національної академії медичних наук України», вул. Пушкінська, 80, м. Харків, 61024, Україна; +380 (057) 725-14-74; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com

For correspondence: Mykhailo Karpinsky, Senior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; +380 (057) 725-14-74; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com

ніх жінок [1]. Для профілактики подібних ускладнень нами розроблено методику превентивного укріплення зони опилу великогомілкової кістки шляхом використання двох кортикальних металевих гвинтів.

Мета: провести аналіз математичного моделювання напружено-деформованого стану моделей нижньої кінцівки при різних умовах монокондилярного ендопротезування колінного суглоба. Змоделювати варіанти зміцнення остеопоротичної кісткової тканини під тибіальним компонентом ендопротеза.

Матеріали та методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» було проведено математичне моделювання напружено-деформованого стану нижньої кінцівки в умовах монокондилярного ендопротезування колінного суглоба. Для виконання поставленого завдання була розроблена базова модель нижньої кінцівки з монокондилярним ендопротезом з медіального боку колінного суглоба (рис. 1).

Базова модель складалася зі стегнової кістки, великогомілкової та малогомілкової кісток, кісткових елементів стопи. Між стегновою та великогомілковою кістками з латерального боку моделювали хрящову прокладку. Монокондилярний ендопротез містив стегновий та великогомілковий компоненти з титану та прокладку з поліетилену.

На базовій моделі вивчали напружено-деформований стан моделі за нормальної щільності кісткової тканини та в умовах остеопорозу. Крім того, моделювали варіанти зміцнення остеопоротичної кісткової тканини під опорною платформою ендопротеза, для чого під нею у великогомілковій кістці проводили два армуючих гвинти в двох варіантах: у фронтальній площині (рис. 2) і в сагітальній площині (рис. 3).

Механічні властивості здорових біологічних тканин (кортикальна та губчаста кістка, хрящ) для математичного моделювання обрано за даними [2–4]. Механічні властивості остеопоротичної кісткової тканини обрано за даними К. Arkuszetal. (2018) [5]. Механічні характеристики штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури [6]. Матеріал елементів ендопротеза титан. Матеріал пари тертя ендопротеза — поліетилен. При моделюванні використовували такі характеристики, як Е — модуль пружності (модуль Юнга), v — коефіцієнт Пуассона. Механічні характеристики використаних матеріалів наведені в табл. 1.

Для навантаження моделі моделювали масу тіла при одноопорному стоянні (без маси опорної кінцівки), для чого до головки стегнової кістки прикладали розподілену силу величиною 1100 Н [7–12]. Опорна поверхня стопи моделі мала жорстке закріплення. Схема навантаження моделі наведена на рис. 4.

У процесі моделювання вивчали величини напружень та відносних деформацій в елементах моделей. З метою порівняння величин напружень та відносних деформацій між різними моделями були обрані контрольні точки. Схема розташування контрольних точок наведена на рис. 5.

Дослідження напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою методу кінцевих елементів. Як критерій оцінки напруженого стану моделей використовували напруження за Мізесом і відносні деформації у відсотках [3].

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проєктування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу CosmosM [13].

Результати

На першому етапі роботи вивчали напружено-деформований стан моделі нижньої кінцівки після монокондилярного ендопротезування колінного суглоба в умовах нормальної щільності кісткової тканини. Розподіл напружень у моделі показано на рис. 6.

Проведені розрахунки показали, що за нормальної щільності кісткової тканини максимальні за величиною напруження (10,6 МПа) визначаються в передній зоні великогомілкової кістки під платформою ендопротеза, а також в її задньому відділі, де сягають значення 8,7 МПа. Напруження в протезованому виростку стегнової кістки дещо нижчі, їх значення становлять 6,3 та 5,4 МПа в передній та задній частинах відповідно. На фіксуючих елементах ендопротеза, навпаки, вищі напруження визначаються на ніжці стегнового компонента — 1,9 МПа, тоді як на ніжці великогомілкового компонента напруження не перевищують 0,9 МПа.

- / /			
Гаћпина Т	Μογαμισμι γαρακτορικτικι	ΜΑΤΕΝΙΆΠΙΡ ΙΙΙΟ RMKO	ΝИСТОВУВЗЛИ ПНИ МОЛОЛЮВЗНИ!
гаолиця г.	толит тарактерноттки	п матеріалів, що вико	ристовували при шоделювани

Матеріал	Модуль Юнга (Е), МПа	Коефіцієнт Пуассона, υ
Кортикальна кістка	18 350	0,29
Губчаста кістка	330	0,30
Кортикальна кістка, остеопороз	3066	0,3
Губчаста кістка, остеопороз	132	0,3
Хрящова тканина	10,5	0,49
Титан ВТ-16	110 000	0,20
Цемент	2300	0,35
Поліетилен	1100	0,42



Рисунок 1. Базова модель нижньої кінцівки з монокондилярним ендопротезом колінного суглоба: а — вигляд у фронтальній площині; б — вигляд у сагітальній площині; в — вигляд колінного суглоба



Рисунок 2. Модель з проведенням армуючих гвинтів у фронтальній площині: а — вигляд у фронтальній площині; б — вигляд у сагітальній площині; в — загальний вигляд



Рисунок 3. Модель з проведенням армуючих гвинтів у сагітальній площині: а — вигляд у фронтальній площині; б — вигляд у сагітальній площині; в — загальний вигляд





Рисунок 4. Схема навантаження моделі

Рисунок 5. Схема розташування контрольних точок: а — вигляд спереду; б — вигляд заду; в — вигляд на виросток стегнової кістки знизу. Контрольні точки: 1 — стегнова кістка, передня частина медіального виростка; 2 — стегнова кістка, задня частина медіального виростка; 3 — стегнова кістка, ніжка ендопротеза; 4 — великогомілкова кістка, передня частина медіального краю; 5 — великогомілкова кістка, задня частина медіального краю; 5 — великогомілкова кістка, задня частина медіального краю; 6 — великогомілкова кістка, ніжка ендопротеза



Рисунок 6. Картина напружено-деформованого стану моделі монокондилярного ендопротезування кульшового суглоба при нормальній щільності кісткової тканини: а — напруження в кістковій тканині; б — напруження в хрящовій тканині; в — напруження в металевих елементах



Рисунок 7. Картина напружено-деформованого стану моделі монокондилярного ендопротезування кульшового суглоба за наявності остеопорозу: а — напруження в кістковій тканині; б — напруження в хрящовій тканині; в — напруження в металевих елементах



Рисунок 8. Діаграма величин напружень у контрольних точках моделей нижньої кінцівки з монокондилярним ендопротезом колінного суглоба за наявності остеопорозу кісткової тканини та без нього



Рисунок 9. Картина напружено-деформованого стану моделі монокондилярного ендопротезування колінного суглоба за наявності остеопорозу і проведення армуючих гвинтів у фронтальній площині: а — напруження в кістковій тканині; б — напруження в хрящовій тканині; в — напруження в металевих елементах



Рисунок 10. Картина напружено-деформованого стану моделі монокондилярного ендопротезування колінного суглоба за наявності остеопорозу і проведення армуючих гвинтів у сагітальній площині: а — напруження в кістковій тканині; б — напруження в хрящовій тканині; в — напруження в металевих елементах



Рисунок 11. Діаграма величин напружень в контрольних точках моделей нижньої кінцівки з монокондилярним ендопротезом колінного суглоба з наявністю остеопорозу кісткової тканини та армуючими гвинтами



Рисунок 12. Картина розподілу відносних деформацій в усіх розглянутих моделях: а — здорова кісткова тканина; б — остеопоротична кісткова тканина без армуючих гвинтів; в — остеопоротична кісткова тканина, армуючі гвинти у фронтальній площині; г — остеопоротична кісткова тканина, армуючі гвинти в сагітальній площині



Рисунок 13. Діаграма величин відносних деформацій у контрольних точках моделей нижньої кінцівки з монокондилярним ендопротезом колінного суглоба

Розглянемо, як змінюються напруження в моделі за наявності остеопорозу кісткової тканини. Картину напружено-деформованого стану моделі з монокондилярним ендопротезом колінного суглоба і остеопорозом кісткової тканини наведено на рис. 7.

Як показали результати моделювання, остеопороз кісткової тканини при монокондилярному ендопротезуванні колінного суглоба призводить до зниження рівня напружень у великогомілковій кістці під платформою ендопротеза до рівня 10,2 МПа в її передньому відділі та до 1,6 МПа — у задньому, також зниження рівня напружень до 0,4 МПа визначається і на ніжці великогомілкового компонента ендопротеза. Водночас визначається підвищення рівня напружень у стегновій кістці на протезованому виростку до 8,7 та 9,9 МПа в його передньому та задньому відділах відповідно. На ніжці стегнового компонента ендопротеза також зафіксовано підвищення рівня напружень до 2,7 МПа.

Дані про величини напружень у контрольних точках моделей нижньої кінцівки з монокондилярним ендопротезом колінного суглоба за наявності остеопорозу кісткової тканини та без нього наведені в табл. 2.

Наочне уявлення про співвідношення величин напружень у контрольних точках моделей нижньої кінцівки з монокондилярним ендопротезом колінного суглоба за наявності остеопорозу кісткової тканини та без нього можна отримати за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 8.

Як бачимо на діаграмі, наявність остеопорозу призводить, з одного боку, до підвищення рівня напружень у протезованому виростку стегнової кістки, а з іншого, хоча і знижує рівень напружень у великогомілковій кістці, але призводить до великого дисбалансу в навантаженні між переднім та заднім її відділами під платформою ендопротеза, що може бути причиною його нестабільності.

Однім із варіантів профілактики нестабільності великогомілкового компонента ендопротеза може бути введення армуючих гвинтів у великогомілкову кістку під платформу ендопротеза. Напружено-деформований стан моделі при проведенні армуючих гвинтів у фронтальній площині можна спостерігати на рис. 9.

Результати математичного моделювання наочно показали, що проведення армуючих гвинтів у фронтальній площині практично не змінює напруженодеформованого стану моделі порівняно з моделлю без гвинтів. Про це свідчить і рівень максимальних величин напружень у контрольних точках моделі, які збільшуються на 0,1 МПа в трьох контрольних точках: передній відділ великогомілкової кістки, задній відділ виростка стегнової кістки і ніжка стегнового компонента ендопротеза. В інших контрольних точках змін рівня напружень не визначено.

Картину розподілу напружень у моделі при проведенні армуючих гвинтів у сагітальній площині наведено на рис. 10.

При проведенні армуючих гвинтів у сагітальній площині спостерігаються більш значні зміни напруженодеформованого стану моделі. Так, у великогомілковій кістці під платформою ендопротеза рівень напружень знижується як у передньому відділі, так і в задньому до 9,4 та 1,5 МПа відповідно. На ніжці великогомілкового компонента ендопротеза величина напружень залишається на рівні 0,4 МПа, як і в моделі без гвинтів. Також визначається зниження величин напружень у всіх контрольних точках на стегновій кістці як у кістковій тканині, так і на ніжці стегнового компонента ендопротеза.

Дані про величини напружень у контрольних точках моделей нижньої кінцівки з монокондилярним ендопротезом колінного суглоба за наявності остеопорозу кісткової тканини та армуючими гвинтами наведені в табл. 3.

Діаграма, яка наведена на рис. 11, дозволяє наочно порівняти величини напружень у контрольних точках моделей нижньої кінцівки з монокондилярним ендопротезом колінного суглоба за наявності остеопорозу кісткової тканини та армуючими гвинтами.

Наведена діаграма наочно свідчить про переваги проведення гвинтів у сагітальній площині над їх фронтальним проведенням.

На наступному етапі роботи визначали величини відносних деформацій у колінному суглобі при всіх ви-

Таблиця 2. Величини напружень у контрольних точках моделей нижньої кінцівки з монокондилярним ендопротезом колінного суглоба за наявності остеопорозу кісткової тканини та без нього

Контрол	ьні точки	Напруження, МПа		
Кістка	Зона	Без гвинтів та остеопорозу	Остеопороз без гвинтів	
	Спереду	10,6	10,2	
Великогомілкова	Ззаду	8,7	1,6	
	Ніжка ендопротеза	0,6	0,4	
	Спереду	6,3	8,7	
Стегнова	Ззаду	5,4	9,9	
	Ніжка ендопротеза	1,9	2,7	

Контрольні точки		Напруження, МПа			
Кістка	Зона	Без гвинтів	Гвинти фронтально	Гвинти сагітально	
Великогомілкова	Спереду	10,2	10,3	9,4	
	Ззаду	1,6	1,6	1,5	
	Ніжка ендопротеза	0,4	0,5	0,4	
Стегнова	Спереду	8,7	8,7	8,4	
	Ззаду	9,9	10,0	9,8	
	Ніжка ендопротеза	2,7	2,7	2,3	

Таблиця З. Величини напружень у контрольних точках моделей нижньої кінцівки з монокондилярним ендопротезом колінного суглоба за наявності остеопорозу кісткової тканини та армуючими гвинтами

щенаведених варіантах монокондилярного ендопротезування. Картину розподілу відносних деформацій у моделях наведено на рис. 12.

Проведене моделювання показало, що за нормальної щільності кісткової тканини при монокондилярному ендопротезуванні колінного суглоба величини відносних деформацій не перевищують 0,1 % у всіх контрольних точках моделі. Наявність остеопорозу призводить до збільшення величин відносних деформацій у великогомілковій кістці під платформою ендопротеза до 0,5 % у передньому відділі і до 0,3 % — у задньому. На ніжці великогомілкового компонента відносна деформація також зростає до 0,04 %. У протезованому виростку зміни величин відносних деформацій менш виражені і зростають у передньому відділі до 0,05 %, а в задньому навіть знижуються з 0,1 до 0,08 %. Ніжка стегнового компонента ендопротеза не піддається додатковим деформаціям порівняно з моделлю без остеопорозу.

Проведення армуючих гвинтів у фронтальній площині не веде до змін величин відносних деформацій у всіх контрольних точках моделі, за винятком ніжки великогомілкового компонента, де рівень відносних деформацій підвишується до 0,05 %. Проведення армуючих гвинтів у сагітальній площині дозволяє знизити рівень відносних деформацій у кістковій тканині заднього відділу великогомілкової кістки до 0,2 %, а на ніжці великогомілкового компонента ендопротеза — до 0,03 %. На зміни величин відносних деформацій у контрольних точках стегнового компонента моделі проведення армуючих гвинтів у сагітальній площині не впливає.

Дані про величини відносних деформацій у контрольних точках моделей нижньої кінцівки з монокондилярним ендопротезом колінного суглоба наведені в табл. 4.

Наочно порівняти величини відносних деформацій у контрольних точках моделей нижньої кінцівки з монокондилярним ендопротезом колінного суглоба допоможе діаграма, яка наведена на рис. 13.

Обговорення

Аналіз результатів проведеного математичного моделювання напружено-деформованого стану моделей нижньої кінцівки при різних умовах монокондилярного ендопротезування колінного суглоба дозволяє говорити про те, що наявність остеопорозу кісткової тканини значно погіршує ситуацію як з розподілом напружень в елементах моделі, так і з величинами їх відносних деформацій. Особливо це позначається на великогомілковому компоненті моделі. Проведення армуючих гвинтів у великогомілкову кістку під платформу ендопротеза дозволяє покращити ситуацію, але тільки у випадку їх проведення в сагітальній площині.

Таблиця 4. Величини відносних деформацій у контрольних точках моделей нижньої кінцівки з монокондилярним ендопротезом колінного суглоба

Контрольні точки		Відносна деформація, %				
		Eco	Остеопороз			
Кістка	Зона	остеопорозу	Без гвинтів	Гвинти фронтально	Гвинти сагітально	
	Спереду	0,06	0,5	0,5	0,5	
Великогоміл-	Ззаду	0,1	0,3	0,3	0,2	
кова	Ніжка ендопро- теза	0,01	0,04	0,05	0,03	
	Спереду	0,03	0,05	0,05	0,05	
Стегнова	Ззаду	0,1	0,08	0,08	0,08	
e le li le	Ніжка ендопро- теза	0,01	0,01	0,01	0,01	

Висновки

1. Наявність остеопорозу призводить до збільшення величин напружень у кістковій тканині, яка контактує з елементами ендопротеза, а також до збільшення величин відносних деформацій як у кістковій тканині, так і в елементах ендопротеза.

2. Проведення армуючих гвинтів у сагітальній площині дозволяє знизити рівень напружень у великогомілковій кістці, а також зменшити величини відносних деформацій у ній. Проведення гвинтів у фронтальній площині не справляє значного впливу на зміни напружено-деформованого стану моделі.

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

Список літератури

1. Zhuk P.M., Movchaniuk V.O., Matsipura M.M. Actual analysis of complications after unicompartmental arthroplasty of the knee joint. Visnyk ortopedii, travmatolohii ta protezuvannia. 2020. (1). 101-106. [in Ukrainian]. DOI: 10.37647/0132-2486-2020-104-1-101-106.

2. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека: Справочник. Київ: Наукова думка, 1990. 224 с.

3. Зенкевич О.К. Метод конечных элементов в технике. Москва: Мир, 1978. 519 с.

4. Хвисюк О.М., Пустовойт К.Б., Пустовойт Б.А., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д. Математичне моделювання умов навантаження колінного суглоба у фронтальній площині. Проблеми безперервної медичної освіти та науки. 2012. № 1. С. 51-56.

5. Arkusz K., Klekiel T., Niezgoda T.M., Będziński R. The influence of osteoporotic bone structures of the pelvic-hip complex on stress distribution under impact load. Acta of Bioengineering and Biomechanics Original paper. 2018. 20(1). 29-38. DOI: 10.5277/ABB-00882-2017-02.

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

7. Карпинский М.Ю., Суббота И.А., Пустовойт Б.А., Тарек Зияд Абдель Азиз Рашеед. Определение влияния вальгусной деформации на напряжения в коленном суставе. Ортопедия, травматология и протезирование. 2008. № 2. С. 31-34.

8. Мителева З.М., Пустовойт Б.А., Пустовойт Е.Б., Карпинский М.Ю., Карпинская Е.Д., Суббота И.А. Математическое моделирование в современной артрологии. 36. наукових праць XV з'їзду ортопедів-травматологів України. Дніпропетровськ, 16–18 вересня 2010 р. С. 12.

9. Мителева З.М., Снисаренко П.И., Зеленецкий И.Б., Карпинский М.Ю., Яресько А.В. Исследование напряженно-деформированного состояния моделей коленного сустава в зависимости от величины варусной деформации и толщины суставного хряща. Травма. 2015. № 3. С. 33-38. DOI: 10.22141/1608-1706.3.16.2015.80212.

10. Образцов И.Ф., Адамович И.С., Барер И.С. Проблема прочности в биомеханике: Учебное пособие для технич. и биол. спец. ВУЗов. Москва: Высш. школа, 1988. 311 с.

11. Пустовойт К.Б., Карпінський М.Ю. Моделювання умов навантаження колінного суглоба з позицій механіки. Клінічна хірургія. 2013. С. 53-56.

12. Танькут О.В., Філіпенко В.А., Мезенцев В.О., Арутюнян З.А., Тохтамишев М.О., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Математичне моделювання ендопротезування колінного суглоба зі заповненням дефекту кісток імплантатами з різних матеріалів. Ортопедия, травматология и протезирование. 2020. № 1. С. 66-77. DOI: 10.15674/0030-59872020166-77.

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

> Отримано/Received 14.09.2022 Рецензовано/Revised 23.09.2022 Прийнято до друку/Accepted 02.10.2022 ■

Information about authors

Movchanyuk Vadym, PhD-student, Department of Traumatology and Orthopedic, National Pirogov Memorial Medical University, Pirogov st., 56, Vinnytsia, 21018, Ukraine; e-mail: vadymmovchaniuk@ gmail.com; https://orcid.org/0000-0002-7496-9530

Zhuk Petro, MD, PhD, Professor at the Department of Traumatology and Orthopedic, National Pirogov Memorial Medical University, Pirogov st., 56, Vinnytsia, 21018, Ukraine; e-mail: dr.petro.zhuk@ gmail.com; https://orcid.org/0000-0001-7320-8900

Mykhailo Karpinsky, Senior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; +380 (057) 725-14-74; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; https://orcid.org/0000-0002-3004-2610

Yaresko Olexander, Junior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; Ten. +380 (057) 725-14-74; 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.

V.O. Movchanyuk¹, P.M. Zhuk¹, M.Yu. Karpinsky², A.V. Yaresko²

¹National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine

²State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

Anatomical and biomechanical justification of preventive reinforcement of the tibia in unicondylar knee replacement

Abstract. *Background.* The instability of the endoprosthesis components is one of the main complications, which is facilitated by progressive osteoporosis, mainly in elderly women. To prevent such complications, we have developed a method of preventive strengthening of the tibial sawdust area by using two cortical metal screws. Objective: to analyze the mathematical modeling of the stress-strain state of the models of the lower limb under various conditions of unicondylar knee arthroplasty; to model variants of strengthening osteoporotic bone tissue under the tibial component of the endoprosthesis. *Materials and methods.* A model of the lower limb was developed with a unicondylar endoprosthesis on the medial side of the knee joint. The stress-strain state of the model was studied with normal bone tissue density and in osteoporosis. Variants of strengthening the osteoporotic bone tissue were simulated under the supporting platform of the endoprosthesis for which two reinforcing screws were placed under it in the tibia in two versions: in the frontal and in the sagittal plane. *Results.* Analysis of the results of mathematical modeling of the stress-strain state of the lower limb models under various conditions of unicondylar knee arthroplasty suggests that the presence of osteoporosis significantly worsens the situation, both with the distribution of stresses in the elements of the model and with the values of their relative deformations. This is especially true for the tibial component of the model. The insertion of reinforcing screws into the tibia under the endoprosthesis platform improves the situation, but only if they are inserted in the sagittal plane. **Conclusions.** The presence of osteoporosis leads to an increase in the stressvalues in the bone tissue, which contacts with the endoprosthesis elements, as well as to an increase in the values of relative deformations, both in the bone tissue and in the endoprosthesis elements. Insertion of reinforcing screws in the sagittal plane can reduce the level of stress in the tibia, and to reduce relative deformations in it. Placement of screws in the frontal plane has no significant effect on changes in the stress-strain state of the model.

Keywords: knee joint; mathematical modeling; osteoarthritis; osteoporosis; unicondylar arthroplasty; complications; endoprosthesis instability

Original Researches



DOI: https://doi.org/10.22141/1608-1706.5.23.2022.916

Попсуйшапка К.О., Тесленко С.О., Попов А.І., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

Дослідження напружено-деформованого стану моделі хребта при застосуванні різноманітних методів лікування переломів тіл грудного відділу хребта

Резюме. Травматичні переломи грудного відділу хребта становлять від 4 до 10% серед усіх переломів. Основним методом хірургічного лікування цих переломів є транспедикулярна фіксація. Але досі не визначено, який обсяг інструментації є необхідним і достатнім при різних ступенях руйнування хребцево-рухових сегментів. Мета: на математичній моделі хребта з грудною кліткою вивчити зміни її напружено-деформованого стану залежно від обсягу руйнувань хребця Th6 і варіантів монтажу транспедикулярної конструкції. Матеріали та методи. Розроблена базова скінченно-елементна модель хребта, яка була доповнена грудною кліткою. На основі базової моделі були розроблені моделі з порушенням цілісності хребця Тh6 різного ступеня і різними варіантами остеосинтезу транспедикулярними конструкціями. При моделюванні до моделі хребта прикладали вертикальне розподілене навантаження величиною 350 Н, що відповідає половині середньої ваги тіла людини. Результати. При навантаженні неушкодженого хребта в зоні хребців Th4-Th8 напруження по хребцях розподіляються досить рівномірно. Руйнування тіла хребця Th6 і остеосинтез транспедикулярною конструкцією з кріпленням 4 гвинтами на хребцях Th5 і Th7 призводить до підвищення рівня напружень у ніжках дуг саме хребців Th5 і Th7 до величин 22,2 і 15,4 МПа відповідно. Збільшення обсягу руйнування тіла хребця Тьб при використанні того ж самого способу фіксації викликає мінімальні зміни величин напружень у хребцях моделі. Збільшення протяжності транспедикулярної фіксації на хребці Th4 і Th8 дозволило різко знизити рівень напружень в усіх структурних елементах хребців Тh5 і Th7. Найбільші зміни торкнулися ніжок дуг хребців, де напруження знизилися до рівня 3,9 і 4,1 МПа відповідно. У випадку заміни тіла хребця титановим міжтіловим кейджем саме кейдж приймає на себе основні навантаження, про що свідчить високій рівень напружень у ньому — 46,0 МПа. Високий рівень напружень у кейджі також обумовлений його конструкцією, яка являє собою перфоровану трубку, що забезпечує дуже невелику площу контакту кейджа з тілами хребців, з якими він взаємодіє. Висновки. Найбільший рівень напружень визначається в ніжках дуг і навколо фіксуючих гвинтів у хребцях Th5 і Th7 при монтажі транспедикулярної конструкції виключно на ці хребці. Поширення транспедикулярної конструкції на хребці Th4 і Th8 дозволяє значною мірою вирівняти напруження в хребцях на всьому протязі фіксації. Заміна зруйнованого тіла хребця Тh6 міжтіловим титановим кейджем дозволяє вирівняти напруження практично в усіх структурних елементах хребців Th4-Th8 за рахунок того, що основне навантаження приймає на себе саме кейдж. На фіксуючих гвинтах найбільші напруження виникають у хребцях Тh5 і Тһ7 при монтажі транспедикулярної конструкції тільки на ці хребці. Подовження довжини інструментації на хребці Th4 і Th8 дозволяє значно знизити рівень напружень на всіх гвинтах транспедикулярної конструкції. На рівень напружень у стрижнях обсяг руйнувань і варіанти монтажу транспедикулярної конструкції практично не впливають.

Ключові слова: грудний відділ хребта; перелом; транспедикулярна фіксація

© «Травма» / «Trauma» («Travma»), 2022

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

[©] Видавець Заславський О.Ю. / Publisher Zaslavsky О.Yu., 2022

Для кореспонденції: Карпінський Михайло Юрійович, старший науковий співробітник лабораторії біомеханіки, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка Національної академії медичних наук України», вул. Пушкінська, 80, м. Харків, 61024, Україна; тел. +380 (057) 725-14-74; е-mail: korab.karpinsky9@gmail.com

For correspondence: Mykhailo Karpinsky, Senior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinska st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; phone +380 (057) 725-14-74; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com

Вступ

Травматичні переломи грудного відділу хребта становлять від 4 до 10 % усіх переломів [1], але у зв'язку з веденням бойових дій на території України кількість таких травм значно збільшилась.

Основною відмінністю грудного відділу хребта є наявність грудної клітки, яка утворена грудними хребцями, ребрами, грудиною і м'язово-зв'язковим апаратом [2]. Грудна клітка додатково стабілізує грудний відділ хребта і визначається як четверта колона [3], що надає жорсткості грудному відділу хребта. Тому грудний відділ хребта слід аналізувати окремо від поперекового.

На даний час основним методом хірургічного лікування цих переломів є транспедикулярна фіксація. Але досі не визначено, який обсяг інструментації є необхідним і достатнім при різних ступенях руйнування хребцево-рухових сегментів.

Мета: на математичній моделі хребта з грудною кліткою вивчити зміни її напружено-деформованого стану залежно від обсягу руйнувань хребця Th6 і варіантів монтажу транспедикулярної конструкції.

Матеріали та методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка Національної академії медичних наук України» була розроблена базова скінченно-елементна модель хребта [4, 5], яка була доповнена грудною кліткою. Зовнішній вигляд моделі наведено на рис. 1.

Модель містила кісткові елементи: хребці Th1-L5, ребра і грудину, які складалися з кортикальної та губчастої кісткових тканин, міжхребцеві диски, суглобові й реберні хрящі.

На основі базової моделі були розроблені моделі з порушенням цілісності хребця Th6 різного ступеня і різними варіантами остеосинтезу транспедикулярними конструкціями. На рис. 2 наведено модель з руйнуванням тіла хребця Th6 до 50 %, остеосинтез транспедикулярною конструкцією з 4 гвинтами.

На рис. 3 наведено модель з руйнуванням тіла хребця Тh6 понад 50 %, остеосинтез транспедикулярною конструкцією з 4 гвинтами.

На рис. 4 наведено модель з руйнуванням тіла хребця Th6 понад 50 %, остеосинтез транспедикулярною конструкцією з 8 гвинтами. На рис. 5 наведено модель з руйнуванням тіла хребця Th6 понад 50 % і заднього опорного комплексу, остеосинтез транспедикулярною конструкцією з 8 гвинтами.

На рис. 6 наведено модель клітки з повним руйнуванням переднього й заднього опорних комплексів хребця Th6, заміна тіла хребця кейджем, остеосинтез транспедикулярною конструкцією з 8 гвинтами.

При моделюванні матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент був обраний 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Механічні характеристики біологічних тканин обирали за даними літератури [6–8]. Характеристики штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури [9]. Механічні характеристики матеріалів, що використовували в розрахунках, наведені в табл. 1.

Модель випробували під впливом вертикального навантаження. Навантаження було розподілене пропорційно між хребцями згідно зі схемою, запропонованою J. Clin et al. (2011) [10]. Схему навантаження моделі наведено в табл. 2.

При моделюванні до моделі хребта прикладали вертикальне розподілене навантаження величиною 350 H, що відповідає половині середньої ваги тіла людини. По нижній поверхні тіла нижнього хребця модель мала жорстке закріплення.

Для порівняння величин напружень у різних моделях були обрані контрольні точки, схема розташування яких наведена на рис. 7.

При проведенні дослідження вивчали величини напружень у хребцях Th4-Th8, на які кріпилась транспедикулярна конструкція. На кожному хребці реєстрували максимальні величини напружень у трьох зонах: 1) тіло хребця; 2) ніжка дуги; 3) зона входу гвинтів.

Крім того, вивчали максимальні величини напружень на гвинтах і балці транспедикулярної конструкції.

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

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проєктування SolidWorks.

Таблиця 1. Механічні характеристики матеріалів, які використовували при моделюванні

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, v
Кортикальна кістка [6]	18 400	0,30
Губчаста кістка [6]	1040	0,30
Хрящова тканина [7]	5,58	0,45
Міжхребцевий диск [8]	450	0,30
Титан BT16 [9]	40 000	0,36



Рисунок 1. Модель хребта з грудною кліткою в нормі: а) загальний вигляд; б) вигляд спереду; в) вигляд ззаду; г) вигляд у сагітальній площині



Рисунок 2. Модель хребта з грудною кліткою з руйнуванням тіла хребця Th6 до 50 %, остеосинтез транспедикулярною конструкцією з 4 гвинтами: а) загальний вигляд; б) руйнування тіла хребця; в) транспедикулярна конструкція



Рисунок З. Модель хребта з грудною кліткою з руйнуванням тіла хребця Тh6 понад 50 %, остеосинтез транспедикулярною конструкцією з 4 гвинтами: а) загальний вигляд; б) руйнування тіла хребця; в) транспедикулярна конструкція



Рисунок 4. Модель хребта з грудною кліткою з руйнуванням тіла хребця Тh6 понад 50 %, остеосинтез транспедикулярною конструкцією з 8 гвинтами: а) загальний вигляд; б) руйнування тіла хребця; в) транспедикулярна конструкція



Рисунок 5. Модель хребта з грудною кліткою з руйнуванням тіла хребця Th6 понад 50 % і заднього опорного комплексу, остеосинтез транспедикулярною конструкцією з 8 гвинтами: а) загальний вигляд; б) руйнування тіла хребця; в) транспедикулярна конструкція



Рисунок 6. Модель хребта з грудною кліткою з повним руйнуванням переднього і заднього опорних комплексів хребця Th6, заміна тіла хребця кейджем, остеосинтез транспедикулярною конструкцією з 8 гвинтами: а) загальний вигляд; б) руйнування тіла хребця; в) транспедикулярна конструкція



Рисунок 7. Схема розташування контрольних точок: 1— тіло хребця; 2— ніжка дуги; 3— зона входу гвинтів

Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу CosmosM [12].

Результати

На першому етапі роботи досліджували напружено-деформований стан моделі хребта з грудиною без ушкоджень. Розподіл напружень у кісткових елементах моделі наведено на рис. 8.

При навантаженні неушкодженого хребта в зоні хребців Th4-Th8 напруження по хребцях розподіляються досить рівномірно. Так, у тілах хребців напруження мають тенденцію до зростання від 5,6 МПа у хребці Th4 до 5,9 МПа у хребцях Th5 i Th6. Надалі зміна кривизни хребта й збільшення площі опорної поверхні тіл хребців змінює тренд напружень у бік зменшення до 5,1 МПа в тілі хребця Th7 i 3,5 МПа — у Th8. Аналогічні тенденції напружень у структурних елементах хребців Th4-Th8. Розподіл напружень у кісткових структурах моделі з руйнуванням тіла хребця до 50 % і транспедикулярною конструкцією з 4 гвинтами наведено на рис. 9.



Рисунок 8. Напружено-деформований стан моделі хребта з грудною кліткою в нормі: а) загальний вигляд; б) вигляд хребців Th4-Th8 спереду; в) вигляд хребців Th4-Th8 ззаду



Рисунок 9. Розподіл напружень в кісткових структурах моделі з руйнуванням тіла хребця Th6 до 50 % і транспедикулярною конструкцією з 4 гвинтами: а) загальний вигляд; б) вигляд хребців Th4-Th8 спереду; в) вигляд хребців Th4-Th8 ззаду



Рисунок 10. Розподіл напружень у кісткових структурах моделі з руйнуванням тіла хребця Th6 понад 50 % і транспедикулярною конструкцією з 4 гвинтами: а) загальний вигляд; б) вигляд хребців Th4-Th8 спереду; в) вигляд хребців Th4-Th8 ззаду



Рисунок 11. Розподіл напружень у кісткових структурах моделі з руйнуванням тіла хребця Th6 понад 50 % і транспедикулярною конструкцією з 8 гвинтами: а) загальний вигляд; б) вигляд хребців Th4-Th8 спереду; в) вигляд хребців Th4-Th8 ззаду



Рисунок 12. Розподіл напружень у кісткових структурах моделі з руйнуванням тіла хребця Th6 понад 50 % і його заднього опорного комплексу, транспедикулярна конструкція з 8 гвинтами: а) загальний вигляд; б) вигляд хребців Th4-Th8 спереду; в) вигляд хребців Th4-Th8 ззаду



Рисунок 13. Розподіл напружень у кісткових структурах моделі з повним руйнуванням тіла хребця Th6 і його заднього опорного комплексу, транспедикулярна конструкція з 8 гвинтами і міжтіловим кейджем: а) загальний вигляд; б) вигляд хребців Th4-Th8 спереду; в) вигляд хребців Th4-Th8 ззаду



Рисунок 14. Діаграма величин напружень в елементах хребців Th4-Th8 залежно від обсягу руйнувань і варіанта остеосинтезу



Рисунок 15. Розподіл напружень в елементах транспедикулярної конструкції: а) руйнування тіла хребця Th6 < 50 %, 4 гвинти; б) руйнування тіла хребця Th6 > 50 %, 4 гвинти; в) руйнування тіла хребця Th6 > 50 %, 8 гвинтів; г) руйнування тіла хребця Th6 > 50 % і його заднього опорного комплексу, 8 гвинтів; д) повне руйнування тіла хребця Th6 і його заднього опорного комплексу, 8 гвинтів + кейдж



Рисунок 16. Діаграма величин напружень в елементах транспедикулярних конструкцій залежно від обсягу руйнувань і варіанта остеосинтезу

Руйнування тіла хребця Th6 і остеосинтез транспедикулярною конструкцією з кріпленням 4 гвинтами на хребцях Th5 i Th7 призводить до підвищення рівня напружень у ніжках дуг саме хребців Th5 і Th7 до величин 22,2 і 15,4 МПа відповідно. У результаті взаємодії цих хребців через дуговідросткові суглоби з хребцем Тh6 підвищується рівень напружень до 22,0 МПа у ніжках його дуг. У той же час наявність транспедикулярної конструкції дозволяє знизити рівень напружень у тілі хребця Th6 до 1,6 МПа. Також спостерігається зниження величин напружень у тілах хребців Th4 і Th7 до 4,8 і 4,2 МПа відповідно. У тілі хребця Th5 визначається підвищення величини напружень до 6,9 МПа, що свідчить про те, що саме гвинти, розташовані в ньому, приймають на себе основне навантаження. Це підтверджується і зростанням величини напружень навколо точки входу гвинтів у тіло цього хребця до 23,3 МПа. У той же час навколо гвинтів у хребці Th7 напруження зростають тільки до 15,2 МПа.

Збільшення обсягу руйнувань тіла хребця Th6 понад 50 % при тому ж варіанті остеосинтезу, що й у попередньому випадку, призводить до зміни напружено-деформованого стану моделі, який можна спостерігати на рис. 10.

Як показали результати моделювання, збільшення обсягу руйнування тіла хребця Th6 при використанні того ж самого способу фіксації викликає мінімальні зміни величин напружень у хребцях моделі. Найбільше зростання рівня напружень визначається навколо гвинтів у хребці Th5 — до 25,9 МПа і в хребці Th7 — до 16,1 МПа, а також у ніжках дуг хребця Th7 — до 16,4 МПа. В інших контрольних точках зміни рівня напружень незначні.

На рис. 11 наведено напружено-деформований стан моделі при подовженні транспедикулярної фіксації на

хребці Th4 і Th8 при тому ж обсязі руйнувань тіла хребця Th6.

Збільшення протяжності транспедикулярної фіксації на хребці Th4 і Th8 дозволило різко знизити рівень напружень в усіх структурних елементах хребців Th5 і Th7. Найбільші зміни торкнулися ніжок дуг хребців, де напруження знизилися до рівня 3,9 і 4,1 МПа відповідно, а також навколо фіксуючих гвинтів, де напруження впали до позначок 8,5 МПа в хребці Th5 і 6,8 МПа в хребці Th7. При цьому напруження в ніжках дуг хребця Th4 зросли до 11,8 МПа, а в ніжках хребця Th8 — тільки до 4,1 МПа. Напруження навколо гвинтів у тілах хребців Th4 і Th8 визначаються на рівні 6,9 і 6,0 МПа відповідно.

Зміни напружено-деформованого стану моделі, які відбуваються при подальшому збільшенні обсягу руйнування хребцево-рухового сегмента Th6, що поширюється на його задній опорний комплекс, наочно відображає рис. 12.

Як уже відмічалося раніше, збільшення обсягу руйнувань хребцево-рухового сегмента без зміни способу фіксації призводить до незначного підвищення величин напружень практично в усіх кісткових елементах моделі. У даному випадку ця тенденція зберігається. Найбільші зміни відбуваються в ніжках дуг хребців. Так, у хребці Th8 спостерігається підвищення рівня напружень до 5,0 МПа, у хребці Th7 — до 5,1 МПа, у хребці Th5 — до 4,5 МПа, у Th4 — до 12,3 МПа. Найбільш навантаженими, як і на всіх попередніх моделях, є ніжки дуг хребця Th6 — 21,2 МПа.

Розглянемо, як впливає на розподіл напружень заміна тіла хребця Th6 міжтіловим титановим кейджем. Напружено-деформований стан моделі з повним руйнуванням тіла хребця Th6 і його заднього опорного комплексу, транспедикулярна конструкція з 8 гвинтами й міжтіловим кейджем наведені на рис. 13.

Проведене дослідження показало, що у випадку заміни тіла хребця титановим міжтіловим кейджем саме кейдж приймає на себе основні навантаження, про що свідчить високій рівень напружень у ньому -46,0 МПа. Високий рівень напружень у кейджі також обумовлений його конструкцією, яка являє собою перфоровану трубку, що забезпечує дуже невелику площу контакту кейджа з тілами хребців, з якими він взаємодіє. Найбільший рівень напружень у кісткових структурах визначається в тілах хребців Th5 і Th7, які є опорою для міжтілового кейджа, але за абсолютними показниками вони не перевищують 8,6 і 9,5 МПа відповідно. Приблизно на тому ж рівні визначаються напруження в ніжках дуг хребця Th4, де вони сягають позначки 9,7 МПа. Доцільно відзначити, що в інших контрольних точках моделі напруження розподіляється досить рівномірно і визначається в межах від 3,0 до 5.6 МПа.

Дані про величини напружень у кісткових елементах моделі залежно від обсягу руйнування хребця Th6 і варіанта остеосинтезу наведені в табл. 3.

Наочне уявлення про співвідношення величин напружень у кісткових елементах моделі залежно від обсягу руйнування хребця Th6 і варіанта остеосинтезу дозволяє отримати діаграма, наведена на рис. 14.

Наведена діаграма наочно показує, що найбільший рівень напружень визначається в ніжках дуг і навколо фіксуючих гвинтів у хребцях Th5 і Th7 при монтажі транспедикулярної конструкції виключно на ці хребці. Поширення транспедикулярної конструкції на хребці Th4 i Th8 дозволяє значною мірою вирівняти напруження в хребцях на всьому протязі фіксації. Заміна зруйнованого тіла хребця Th6 міжтіловим титановим кейджем дозволяє вирівняти напруження практично в усіх структурних елементах хребців Th4-Th8 за рахунок того, що основне навантаження приймає на себе саме кейдж. Але конструктивні особливості кейджа призводять до виникнення значних напружень у ньому, а також у тілах хребців Th5 i Th7, з якими він безпосередньо контактує. Дана проблема може бути вирішена шляхом зміни конструкції кейджа таким чином, щоб збільшити площу його контакту з тілами хребців.

Як останній етап роботи визначали зміни напружено-деформованого стану елементів транспедикулярної конструкції залежно від варіанта її монтажу та обсягу руйнувань хребця Th6. Картину розподілу напружень у різних моделях наведено на рис. 15.

Проведене математичне моделювання показало, що найбільший рівень напружень виникає на гвинтах у хребцях Th5 і Th7 при варіанті монтажу транспедикулярної конструкції саме на ці хребці. Так, при руйнуванні тіла хребця Th6 менше за 50 % напруження на гвинтах у тілах хребців Th5 і Th7 визначаються на рівні 78,0 і 55,1 МПа відповідно. Збільшення обсягу руйнувань тіла хребця Th6 понад 50 % при тому ж варіанті монтажу транспедикулярної конструкції призводить до збільшення рівня напружень у фіксуючих гвинтах у тілах хребців Th5 і Th7 до 89,1 і 56,0 МПа відповід-

Таблиця 2. Відсоток загальної маси тіла, прикладений до центрів сили тяжіння хребців на різних рівнях хребта

Хребці	Навантаження від загальної маси тіла, %	Схема
Th1	1,1 + 8 (вага голови)	
Th2	1,1	
Th3	1,3 + 4 (верхні кінцівки)	HAN
Th4	1,3 + 4 (верхні кінцівки)	- HA
Th5	1,3 + 4 (верхні кінцівки)	-44-
Th6	1,3	
Th7	1,4	
Th8	1,5	
Th9	1,6	
Th10	2,0	
Th11	2,1	- A
Th12	2,5	The second second
L1	2,4	
L2	2,4	
L3	2,3	
L4	2,6	
L5	2,6	
Усього	50,8	

но. Подовження інструментації на хребці Th4 і Th8 дозволяє вирівняти напруження в елементах транспедикулярної конструкції незалежно від обсягу руйнувань хребця Th6. Так, при руйнуванні понад 50 % тіла хребця Th6 напруження на всіх фіксуючих гвинтах визначаються в межах від 10,8 до 11,7 МПа, при додатковому руйнуванні заднього опорного комплексу діапазон напружень трохи розширюється від 10,5 до 13,0 МПа. Заміна тіла хребця Th6 міжтіловим титановим кейджем ще більше знижує діапазон напружень на гвинтах, де вони визначаються в межах від 7,8 до 10,8 МПа. Напруження в стрижнях є практично однаковими при всіх варіантах монтажу транспедикулярної конструкції і визначаються в межах від 65,0 до 69,1 МПа. Виняток

Контрольні точки				Напруже	ння, МПа		
Хребець	Номер	Норма	Руйнування тіла хребця < 50 %, 4 гвинти	Руйнування тіла хребця >50 %, 4 гвинти	Руйнування тіла хребця > 50 %, 8 гвинтів	Руйнування тіла хребця > 50 % і заднього опор- ного комплексу, 8 гвинтів	Повне руйнування тіла хребця і заднього опорного комплексу, 8 гвинтів + кейдж
	1	5,6	4,8	5,2	4,9	5,0	4,6
Th4	2	3,1	4,0	4,0	11,8	12,3	9,7
	1 2 3 1 2	1,6	2,7	2,8	6,9	7,0	5,6
	1	5,9	6,8	6,7	4,0	4,1	8,6
Th5	2	3,1	22,2	22,3	3,9	4,5	3,2
	3	1,6	23,3	25,9	8,5	8,7	3,0
The	1	5,9	1,6	1,8	1,7	1,6	46,0
THO	2	3,7	22,0	22,4	17,0	21,2	
	1	5,1	4,2	4,3	2,8	3,0	9,5
Th7	2	2,5	15,4	16,4	4,1	5,1	3,2
	3	1,4	15,2	16,1	6,8	6,8	4,9
	1	3,5	4,2	3,4	3,0	3,0	3,0
Th8	2	2,1	3,9	4,0	4,1	5,0	4,5
	3	1,3	1,7	1,7	6,0	6,3	5,1

Таблиця 3. Величини максимальних напружень у кісткових елементах моделей

Таблиця 4. Величини максимальних напружень в елементах транспедикулярних конструкцій моделей

Контрольні точки		Напруження, МПа				
Хребець	Елемент	Руйнування тіла хребця < 50 %, 4 гвинти	Руйнування тіла хребця > 50 %, 4 гвинти	Руйнування тіла хребця > 50 %, 8 гвинтів	Руйнування тіла хреб- ця > 50 % і заднього опорного комплексу, 8 гвинтів	Повне руйнування тіла хребця і заднього опорного комплексу, 8 гвинтів + кейдж
Th4	Гвинти			11,2	12,0	10,8
Th5	Гвинти	78	89,1	10,8	10,5	9,6
Th7	Гвинти	55,1	56	11,7	12,2	7,8
THO	Гвинти			11,4	13,0	8,3
1110	Стрижні	65	66,7	66,5	69,1	49,4

становить комбінація транспедикулярної конструкції з міжтіловим кейджем. У цьому випадку напруження на стрижнях знижуються до позначки 49,4 МПа. Це ще раз підтверджує висновок про те, що міжтіловий кейдж бере на себе велику частку навантаження.

Дані про величини напружень в елементах транспедикулярної конструкції залежно від варіанта її монтажу й обсягу руйнувань хребця Th6 наведено в табл. 4.

Діаграма, наведена на рис. 16, дає наочне уявлення про співвідношення величин напружень на елементах транспедикулярної конструкції залежно від варіанта її монтажу й обсягу руйнувань хребця Th6.

Як видно на діаграмі, найбільші напруження виникають на фіксуючих гвинтах у хребцях Th5 і Th7 при монтажі транспедикулярної конструкції тільки на ці хребці. Подовження довжини інструментації на хребці Th4 і Th8 дозволяє значно знизити рівень напружень на всіх гвинтах транспедикулярної конструкції. На рівень напружень у стрижнях обсяг руйнувань і варіанти монтажу транспедикулярної конструкції практично не впливають. Тільки заміна тіла хребця Th6 міжтіловим титановим кейджем перерозподіляє частину навантаження з транспедикулярної конструкції на кейдж, що сприяє зниженню рівня напружень у стрижнях.

Висновки

1. Найбільший рівень напружень визначається в ніжках дуг і навколо фіксуючих гвинтів у хребцях Th5 і Th7 при монтажі транспедикулярної конструкції виключно на ці хребці.

2. Поширення транспедикулярної конструкції на хребці Th4 і Th8 дозволяє значною мірою вирівняти напруження в хребцях на всьому протязі фіксації.

3. Заміна зруйнованого тіла хребця Th6 міжтіловим титановим кейджем дозволяє вирівняти напруження практично в усіх структурних елементах хребців Th4-Th8 за рахунок того, що основне навантаження приймає на себе саме кейдж.

4. На фіксуючих гвинтах найбільші напруження виникають у хребцях Th5 і Th7 при монтажі транспедикулярної конструкції тільки на ці хребці. Подовження довжини інструментації на хребці Th4 і Th8 дозволяє значно знизити рівень напружень на всіх гвинтах транспедикулярної конструкції.

5. На рівень напружень у стрижнях обсяг руйнувань і варіанти монтажу транспедикулярної конструкції практично не впливають.

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

Список літератури

1. Ponkilainen V.T., Toivonen L., Niemi S., Kannus P., Huttunen T.T., Mattila V.M. Incidence of Spine Fracture Hospitalization and Surgery in Finland 1998–2017. SPINE. 2020. 45(7). 459-464. doi:10.1097/BRS.00000000003286

2. Неттер Ф.Г. Атлас анатомії людини [Atlas of Human Anatomy]: пер. 7-го англ. вид.: двомов. вид. Київ: Медицина, 2020.

3. Vaccaro A.R., Rizzolo S.J., Allardyce T.J., Ramsey M., Salvo J., Balderston R.A., Cotler J.M. Placement of pedicles crews in the thoracic spine. Part I: Morphometric analysis of the thoracic vertebrae. J. Bone Jt Surg Am. 1995. 77(8). 1193-9. https://doi.org/10.2106/00004623-199508000-00008.

4. Радченко В.О., Попсуйшапка К.О., Яресько О.В. Дослідження напружено-деформованого стану моделі хребта за різноманітних методик хірургічного лікування вибухових переломів грудопоперекового відділу (частина перша). Ортопедия, травматология и протезирование. 2017. № 1. С. 27-33.

5. Радченко В.О., Попсуйшапка К.О., Яресько О.В. Дослідження напружено-деформованого стану моделі хребта за різноманітних методик хірургічного лікування вибухових переломів грудопоперекового відділу (частина друга). Ортопедия, травматология и протезирование. 2017. № 2. С. 6-13.

6. Bone mechanics hand book. Edited by S.C. Cowin. CRC Press Reference, 2001. 980 p.

7. Vidal-Lesso A., Ledesma-Orozco E., Daza-Benitez L., Lesso-Arroyo R. Mechanical Characterization of Femoral Cartilage Under Unicompartimental Osteoarthritis. Ingenieria Mecanica Tecnologia Y Desarrollo. 2014. Vol. 4. № 6. 239-246.

8. Kong W.Z., Goel V.K. Ability of the Finite Element Models to Predict Response of the Human Spine to Sinusoidal Vertical Vibration. Spine. 2003. Vol. 28. $N_{\rm D}$ 17. P. 1961-1967. DOI: 10.1097/01.BRS.0000083236.33361.C5.

9. Mitsuo Niinomi. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials. 2008. 1. 30-42. doi:10.1016/j.jmbbm.2007.07.001.

10. Clin J., Aubin C.-E., Lalonde N., Parent S., Labelle H. A new method to include the gravitational forces in a finite element model of the scoliotic spine. Med. Biol. Eng. Comput. 2011. 49. 967-977. DOI 10.1007/s11517-011-0793-4.

11. Зенкевич О.К. Метод конечных элементов в технике. Москва: Мир, 1978. 519 с.

12. Алямовский А.А. Solid Works/COSMOS Works. Инженерный анализ методом конечных элементов. Москва: ДМК Пресс, 2004. 432 с.

> Отримано/Received 15.09.2022 Рецензовано/Revised 24.09.2022 Прийнято до друку/Accepted 03.10.2022 ■

Information about authors

K. Popsuyshapka, MD, PhD, Senior Research Fellow at the Department of Diseases and Damages of Spine, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinska st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; e-mail: konstantin.popsuy@gmail.com; https://orcid.org/0000-0002-8552-7287

S. Teslenko, orthopedic traumatologist, Department of Instrumental and Minimally Invasive Spine Surgery, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinska st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; phone +38(093)903-17-02; e-mail: infekcija@bk.ru; https://orcid.org/0000-0002-2345-3876

A. Popov, MD, PhD, Senior Research Fellow at the Department of Diseases and Damages of Spine, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinska st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; e-mail: aipopov72m@ukr.net; https://orcid.org/0000-0002-9006-7721

Mykhailo Karpinsky, Senior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinska st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; phone +380 (057) 725-14-74; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; https://orcid.org/0000-0002-3004-2610 Yaresko Olexander, Junior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinska st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; phone +380 (057) 725-14-74; 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.

K.O. Popsuyshapka, S.O. Teslenko, A.I. Popov, M.Yu. Karpinsky, O.V. Yaresko State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

Study of the stress-strain state of the spine model for various methods of treatment for fractures of the bodies of the thoracic spine

Abstract. Background. Traumatic fractures of the thoracic spine account for 4 to 10 % of all fractures. The main method of surgical treatment in these fractures is transpedicular fixation. But it is not quite determined what volume of instrumentation is necessary and sufficient for different degrees of destruction of the spinal motion segments. Objective: on the mathematical model of the spine with the rib cage, to study its stress-strain state depending on the amount of destruction of the Th6 vertebra and options for the transpedicular structure. Materials and methods. A basic finite element model of the spine was created, it was supplemented with a rib cage. Using the basic model, models with a violation of the integrity of the Th6 vertebra of various degrees and different options for osteosynthesis with transpedicular structures were developed. During modeling, a vertical distributed load of 350 N was applied to the spine model, which corresponds to half of the average weight of the human body. **Results.** When the intact spine is loaded in the area of the Th4-Th8, the stresses on the vertebrae are distributed fairly evenly. Destruction of the Th6 body and osteosynthesis with a transpedicular construction using 4 screws on the Th5 and Th7 vertebrae leads to an increase in the stress level in the legs of the arches of the Th5 and Th7 to 22.2 and 15.4 MPa, respectively. An increase in the amount of destruction of the Th6 body when using the same method of fixation causes minimal changes in the stress values in the vertebrae of the model. An increase in the length of the transpedicular fixation on the Th4 and Th8 made it possible to dramatically reduce the stress level in all structural elements of the Th5 and Th7 vertebrae. The changes were biggest in the legs of the vertebral arches, where the stresses decreased to 3.9 and 4.1 MPa, respectively. In case of replacing vertebral body with a titanium interbody cage, the cage itself takes on the main loads, as evidenced by the high level of stresses in it -46.0 MPa. The high level of stress in the cage is also due to its design, which is a perforated tube that provides a very small contact area with vertebral bodies with which it interacts. Conclusions. The highest stress level is determined in the legs of the arches and around the fixing screws in the Th5 and Th7 when mounting the transpedicular structure exclusively on these vertebrae. The spread of the transpedicular construction on the Th4 and Th8 allows significantly equalize the stress in the vertebrae throughout the fixation. Replacing the destroyed Th6 body with a titanium interbody cage allows equalize the stress in almost all structural elements of the Th4-Th8 vertebrae because the main load is taken on by the cage itself. On the fixing screws, the greatest stresses occur in the Th5 and Th7 when installing the transpedicular structure only on these vertebrae. Extending the length of instrumentation on the Th4 and Th8 vertebrae significantly reduces the stress level on all screws of the transpedicular construction. The amount of destruction and options for mounting the transpedicular structure have almost no impact on the level of stress in the rods. **Keywords:** thoracic spine; fracture; transpedicular fixation

Original Researches



DOI: https://doi.org/10.22141/1608-1706.5.23.2022.917

Строєв М.Ю.¹, Березка М.І.¹, Григорук В.В.¹, Карпінський М.Ю.², Яресько О.В.² ¹Харьківський національний медичний університет, м. Харків, Україна ²ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

Дослідження напружено-деформованого стану моделі гомілки з переломом у верхній третині великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу в умовах зростаючого стискаючого навантаження на систему «імплантат — кістка»

Резюме. Математичне моделювання за допомогою методу скінченних елементів дає змогу оцінити надійність системи «імплантат— кістка», виявити наявні переваги й недоліки застосовуваних методів фіксації уламків діафіза великогомілкової кістки, дозволяє вивчити динаміку процесу деформації структур кісткової тканини та фіксації металоконструкцій, що, у свою чергу, визначає вибір оптимальної металоконструкції для остеосинтезу в пацієнта з надмірною масою тіла. Мета: провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині під дією компресійного навантаження при різних варіантах остеосинтезу і залежно від маси тіла пацієнта. Матеріали та методи. Розроблена скінченно-елементна модель гомілки, яка містила великогомілкову й малогомілкову кістки та кістки стопи. У всіх з'єднаннях між елементами кістки виконано прошарок з механічними властивостями хрящової тканини. Моделювали перелом у верхній третини великогомілкової кістки й три види остеосинтезу за допомогою апарата зовнішньої фіксації, кісткової пластини й інтрамедулярного стрижня. Моделі були випробувані під дією вертикального стискаючого навантаження 700 і 1200 Н. Результати. Зміни величини напруження в кістковій тканині залежно від маси тіла пацієнта мають лінійну залежність. При цьому апарат зовнішньої фіксації та інтрамедулярний стрижень забезпечують зниження напружень у зоні перелому нижче від рівня показників для інтактної кістки. Накісткова пластина демонструє значно гірші показники рівня напружень як у зоні перелому, так і в проксимальному відділі великогомілкової кістки. У дистальному відділі найбільший рівень напружень визначається в моделі з остеосинтезом апаратом зовнішньої фіксації. Це може бути наслідком значної ваги самого апарата, яка, діючи через довгий важіль нижнього фіксуючого стрижня, чинить додаткове навантаження на дистальний кінець великогомілкової кістки. У металевих конструкціях найбільші напруження виникають в окісті. Це пов'язано з його одностороннім накладанням на кістку, що викликає додатковий згинальний момент при навантаженні кінцівки. Висновки. Найгірші показники рівня напружень у зоні перелому (від 39,5 до 67,7 МПа) і на металевій конструкції (від 292,7 до 501,7 МПа) визначено при використанні накісткової пластини. Це є дуже небезпечним, тому що наближується до показників межі міцності для нержавіючої сталі. Остеосинтез за допомогою апарата зовнішньої фіксації забезпечує досить низький рівень напружень (від 1,8 до 3,1 МПа) у зоні перелому, але недоліком є високій рівень напружень на самому апараті (від 174,6 до 299,3 МПа) і в дистальному відділі великогомілкової кістки (від 9,0 до 15,4 МПа), що пов'язано з довжиною важелів, якими є фіксуючі стрижні. Найнижчі показники напружень у всіх елементах моделі визначаються при використанні остеосинтезу інтрамедулярним стрижнем, що обумовлено центральним розташуванням основної опори по осі навантаження та короткими важелями, якими є фіксуючи гвинти. Функція залежності величини напружень в елементах моделі від ваги пацієнта є лінійною і прямо пропорційною.

Ключові слова: остеосинтез; гомілка; верхня третина

Full list of author information is available at the end of the article.

^{© «}Травма» / «Trauma» («Travma»), 2022

[©] Видавець Заславський О.Ю. / Publisher Zaslavsky О.Yu., 2022

Для кореспонденції: Карпінський Михайло Юрійович, старший науковий співробітник лабораторії біомеханіки, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка Національної академії медичних наук України», вул. Пушкінська, 80, м. Харків, 61024, Україна; тел. +380 (057) 725-14-74; е-mail: korab.karpinsky9@gmail.com

For correspondence: Mykhailo Karpinsky, Senior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinska st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; phone +380 (057) 725-14-74; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com

Вступ

У загальній структурі травматизму переломи кісток нижніх кінцівок становлять 47,3 %. Серед цих переломів на першому місці знаходяться діафізарні переломи кісток гомілки (ДПКГ), що становлять 45–56 % [1]. Перебіг процесу зрощення у хворих з надмірною вагою має певні особливості. Таких хворих часто лікують без урахування надмірної ваги, використовуючи наявні металеві конструкції [2–4].

За даними проведеного аналізу літературних джерел нами не було знайдено доцільного обґрунтування диференційованого підходу для визначення оптимальної хірургічної тактики вибору імплантату для стабілізації уламків при ДПКГ у пацієнтів із супутньою надмірною вагою.

Проведення дослідження напружено-деформованого стану біомеханічної системи «імплантат кістка» в умовах стандартного й надмірного навантаження нам здалося досить цікавим і доцільним, оскільки математичне моделювання з використанням методу скінченних елементів дозволяє провести оцінку надійності системи «імплантат — кістка», дає можливість виявити існуючі переваги й недоліки при застосуванні різних методів фіксації уламків діафіза великогомілкової кістки, дослідити динаміку процесу деформування структур кісткової тканини й фіксуючих металоконструкцій, що, у свою чергу, зумовлює вибір оптимальної металевої конструкції для остеосинтезу перелому в пацієнта з надмірною вагою [5].

Мета: провести порівняльний аналіз напруженодеформованого стану моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині під впливом стискаючого навантаження при різних варіантах остеосинтезу і залежно від ваги пацієнта.

Матеріали та методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» була розроблена базова скінченно-елементна модель гомілки людини [6, 7]. Загальний вигляд моделі наведено на рис. 1.

Модель складалася з великогомілкової і малогомілкової кісток і кісток стопи. В усіх суглобах між кістковими елементами робили прошарок з механічними властивостями хрящової тканини.

На базовій моделі моделювали перелом у верхній третині великогомілкової кістки і три види остеосин-

тезу за допомогою апарата зовнішньої фіксації (АЗФ), накісткової пластини й інтрамедулярного стрижня. Проміжок між кістковими фрагментами в зоні перелому заповнювали елементом, який імітував кістковий регенерат. Зовнішній вигляд моделей з переломом у верхній третині великогомілкової кістки і різними видами остеосинтезу наведено на рис. 2.

У нашому дослідженні матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент був обраний 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Усім матеріалам, з яких складалися моделі, задавали відповідні механічні властивості, такі як модуль пружності Юнга і коефіцієнт Пуассона. Механічні властивості біологічних тканин обирали за даними літератури [8–11]. Властивості металевих конструкцій обирали за даними технічної літератури [12]. Дані про механічні характеристики матеріалів, використаних при моделюванні, наведені в табл. 1.

Усі моделі досліджували під впливом вертикального стискаючого навантаження величиною 700 і 1200 Н. Стопа моделей була жорстко закріплена. Схема навантаження моделей наведена на рис. 3.

Для порівняння напружено-деформованого стану моделей визначали максимальні величини напружень у проксимальному й дистальному фрагментах великогомілкової кістки, у зоні перелому, у металевій конструкції і в кістковій тканині навколо фіксуючих гвинтів. Дані про величини напружень у контрольних точках моделі в нормі брали з нашої попередньої роботи [6].

Дослідження моделей виконували за допомогою методу скінченних елементів. Як критерій оцінки напружено-деформованого стану моделей використовували напруження за Мізесом [13].

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проєктування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу CosmosM [14].

Результати

На першому етапі роботи вивчали напружено-деформований стан моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині при різних варіантах остеосинтезу під впливом осьового стискаючого навантаження величиною 700 Н. На рис. 4 наведена картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині й

Таблиця 1. Механічні характеристики матеріалів, які використовували при моделюванні

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, υ
Кортикальна кістка	18 350	0,29
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящова тканина	10,5	0,49
Кістковий регенерат	1,00	0,45
Сталь	2,1 • 10 ⁵	0,2

остеосинтезом АЗФ під стискаючим навантаженням величиною 700 Н.

При використанні остеосинтезу АЗФ для лікування переломів великогомілкової кістки у верхній третині й навантаженні кінцівки вагою пацієнта 70 кг максимальний рівень напружень 9,0 МПа спостерігається в дистальному фрагменті великогомілкової кістки. У проксимальному відділі напруження не перевищують позначки 4,6 МПа. Найнижчий рівень напружень 1,8 МПа визначається в зоні перелому. Низький рівень напружень у зоні перелому має місце завдяки тому, що основне навантаження бере на себе АЗФ. Це підтверджується високими напруженнями на його елементах — до 174,6 МПа і на крайніх фіксуючих стрижнях — до 67,5 МПа, що обумовлено довгими важелями, якими є саме фіксуючі стрижні.

Розглянемо напружено-деформований стан моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині й остеосинтезом накістковою пластиною під стискаючим навантаженням величиною 700 H, який показаний на рис. 5.

При остеосинтезі накістковою пластиною зона максимальних напружень зміщується в зону перелому, де напруження сягають значення 39,5 МПа. Напруження в дистальному й проксимальному фрагментах великогомілкової кістки є значно нижчими, а саме 7,3 і 5,0 МПа відповідно. Навколо фіксуючих гвинтів напруження значно нижчі, ніж при остеосинтезі АЗФ, і не перевищують позначки 12,1 МПа, але сама пластина зазнає дуже високих навантажень, про що свідчить високий рівень напруження — 292,7 МПа. Це є результатом однобічного розташування пластини на кістці.

На рис. 6 відображено розподіл напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині й остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під стискаючим навантаженням величиною 700 Н.



Рисунок 1. Базова скінченно-елементна модель гомілки: а) загальний вигляд; б) вигляд з медіального боку; в) вигляд з латерального боку; г) вигляд спереду; ґ) вигляд ззаду



Рисунок 2. Моделі перелому великогомілкової кістки у верхній третині з остеосинтезом: а) АЗФ; б) накістковою пластиною; в) інтрамедулярним стрижнем

Зовсім по-іншому поводиться модель великогомілкової кістки при її переломі у верхній третині з остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем. Такий вид остеосинтезу дозволяє отримати зниження рівня напружень у кістковій тканині, навіть нижче за показники моделі в нормі. Так, у дистальному й проксимальному фрагментах кістки напруження визначаються на рівні 4,2 і 3,3 МПа відповідно. У зоні перелому напруження знижуються практично до 0 і становлять 0,1 МПа. Те ж саме спостерігається і навколо фіксуючих гвинтів, де рівень напружень не перевищує 2,0 МПа.

Дані про максимальні значення напружень в елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 700 Н наведені в табл. 2.



Рисунок 3. Схема навантаження моделей



Рисунок 4. Картина розподілу напружень в моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині й остеосинтезом АЗФ під стискаючим навантаженням величиною 700 Н: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки



Рисунок 5. Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині й остеосинтезом накістковою пластиною під стискаючим навантаженням величиною 700 Н: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки



Рисунок 6. Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині й остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під стискаючим навантаженням величиною 700 Н: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки



Рисунок 7. Діаграма величин максимальних напружень в елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 700 Н



Рисунок 8. Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині й остеосинтезом АЗФ під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки



Рисунок 9. Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині й остеосинтезом накістковою пластиною під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки



Рисунок 10. Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині й остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки



Рисунок 11. Діаграма величин максимальних напружень в елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н
Наочно порівняти величини напружень на різних елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 700 Н можна за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 7.

Як показано на діаграмі, остеосинтез великогомілкової кістки накістковою пластиною при переломах у верхній третині дає найгірші показники величин напружень у трьох з п'яти сегментів моделі, особливо в зоні перелому і на пластині.

Розглянемо, як поводяться моделі остеосинтезу великогомілкової кістки з переломом у її верхній третині при підвищенні навантаження до 1200 H, що відповідає вазі пацієнта 120 кг. Розподіл напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині й остеосинтезом АЗФ відображено на рис. 8.

При використанні остеосинтезу АЗФ при лікуванні переломів великогомілкової кістки у верхній третині збільшення величини навантаження на кінцівку до 1200 Н викликає підвищення максимального рівня напружень до 15,4 МПа у дистальному фрагменті великогомілкової кістки. У проксимальному відділі напруження зростають до 7,9 МПа. У зоні перелому величина напружень також збільшується, але залишається на



Рисунок 12. Графіки залежності величин напружень в моделі великогомілкової кістки при її переломі у верхній третині й різних видах остеосинтезу від ваги пацієнта: а) у проксимальному фрагменті; б) у дистальному фрагменті; в) у зоні перелому



Рисунок 13. Графік залежності величин напружень в елементах металевих конструкцій і навколо фіксуючих гвинтів у великогомілковій кістці при її переломі у верхній третині й різних видах остеосинтезу від ваги пацієнта: а) в елементах конструкції; б) навколо фіксуючих гвинтів і стрижнів

досить низькому рівні — 3,1 МПа. Значне підвищення рівня напружень до 299,3 МПа також спостерігається і на елементах АЗФ, і на крайніх фіксуючих стрижнях до 115,7 МПа.

Рис. 9 відображає напружено-деформований стан моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині й остеосинтезом накістковою пластиною під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н.

Аналогічні зміни напружено-деформованого стану відбуваються і в моделі з остеосинтезом накістковою пластиною. Зона максимальних напружень залишається в ділянці перелому, де напруження сягають значення 67,7 МПа. Напруження в дистальному й проксимальному фрагментах великогомілкової кістки підвищуються до 12,5 і 8,6 МПа відповідно. Навколо фіксуючих гвинтів максимальні значення напружень зростають до позначки 20,7 МПа, але ще більші навантаження виникають у накістковій пластині — 501,7 МПа. Це є дуже небезпечним, тому що наближається до показників межі міцності для нержавіючої сталі (наприклад, сталь AISI 316 має межу міцності від 515 до 950 МПа з типовим значенням 600 МПа [15]).

Наостанок розглянемо розподіл напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки у верхній третині й остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під стискаючим навантаженням величиною 1200 H, що наведено на рис. 10.

Модель великогомілкової кістки при її переломі у верхній третині з остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем на підвищення стискаючого навантаження до 1200 Н відповідає так само, як і попередні моделі, підвищенням рівня напружень на всіх елементах. Так, у дистальному й проксимальному фрагментах кістки максимальні напруження збільшуються до 7,2 і 5,7 МПа відповідно. У зоні перелому напруження також підвищуються вдвічі, але залишаються дуже низькими — 0,2 МПа. Те саме спостерігається і навколо фіксуючих гвинтів, де рівень напружень не перевищує 3,4 МПа. Напруження в самому стрижні сягають позначки 126,2 МПа.

У табл. 3 наведені дані про величини максимальних напружень в елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н.

Для зручнішого порівняння величин напружень на різних елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н була побудована діаграма, яка наведена на рис. 11.

Як бачимо на діаграмі, і при збільшенні навантаження на гомілку остеосинтез накістковою пластиною показує найгірші результати з точки зору розподілу напружень саме в зоні перелому.

Для наочного уявлення змін величин напружень в елементах великогомілкової кістки при її переломі у верхній третині й різних видах остеосинтезу залежно від ваги пацієнта були побудовані графіки, які наведені на рис. 12.

Як бачимо, зміни величин напружень у кістковій тканині залежно від ваги пацієнта мають лінійну залежність. При цьому АЗФ та інтрамедулярний стрижень забезпечують зниження величин напружень в зоні перелому нижче від рівня показників для неушкодженої кістки. Накісткова пластина показує значно гірші показники рівня напружень як у зоні перелому,

Таблиця 2. Величини максимальних напружень в елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 700 Н

Відділ	Напруження, МПа						
	Норма	АЗФ	Пластина	Стрижень			
Проксимальний	3,4	4,6	5,0	3,3			
Дистальний	5,2	9,0	7,3	4,2			
Зона перелому	2,6	1,8	39,5	0,1			
Конструкція		174,6	292,7	73,6			
Вхід гвинтів		67,5	12,1	2,0			

Таблиця З. Величини максимальних напружень в елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н

Dinaia	Напруження, МПа						
ыддия	Норма	АЗФ	Пластина	Стрижень			
Проксимальний	5,8	7,9	8,6	5,7			
Дистальний	8,9	15,4	12,5	7,2			
Зона перелому	4,5	3,1	67,7	0,2			
Конструкція		299,3	501,7	126,2			
Вхід гвинтів		115,7	20,7	3,4			

так і в проксимальному відділі великогомілкової кістки. У дистальному відділі найвищій рівень напружень визначається в моделі з остеосинтезом АЗФ. Це може бути наслідком значною ваги самого апарата, яка, діючи через довгий важіль нижнього фіксуючого стрижня, здійснює додаткове навантаження на дистальний кінець великогомілкової кістки.

Графіки, наведені на рис. 13, демонструють залежність величин напружень в елементах металевих конструкцій при остеосинтезі великогомілкової кістки з переломом у верхній третині від ваги пацієнта.

Так само, як і в кістковій тканині, у металевих конструкціях величини напружень прямо пропорційно залежать від ваги пацієнта. Найбільші напруження виникають у накістковій пластині. Це обумовлено її однобічним накладанням на кістку, що при навантаженні кінцівки викликає додатковий згинаючий момент. Навколо фіксуючих гвинтів і стрижнів найвищі напруження визначаються при використанні АЗФ на нижньому стрижні. Причину ми вже називали — це вага апарата й довжина стрижнів.

Висновки

1. Найгірші показники рівня напружень у зоні перелому (від 39,5 до 67,7 МПа) і на металевій конструкції (від 292,7 до 501,7 МПа) відзначено при використанні накісткової пластини, що є наслідком виникнення додаткового згинаючого моменту в результаті її однобічного розташування. Це є дуже небезпечним, тому що наближається до показників межі міцності для нержавіючої сталі.

2. Остеосинтез за допомогою АЗФ забезпечує досить низький рівень напружень (від 1,8 до 3,1 МПа) у зоні перелому, але недоліком є високій рівень напружень на самому апараті (від 174,6 до 299,3 МПа) і в дистальному відділі великогомілкової кістки (від 9,0 до 15,4 МПа), що пов'язано з довжиною важелів, якими є фіксуючі стрижні.

3. Найнижчі показники напружень у всіх елементах моделі визначаються при використанні остеосинтезу інтрамедулярним стрижнем, що обумовлено центральним розташуванням основної опори по осі навантаження і короткими важелями, якими є фіксуючи гвинти.

4. Функція залежності величини напружень в елементах моделі від ваги пацієнта є лінійною і прямо пропорційною.

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

Список літератури

1. Гайко Г.В., Калашников А.В., Боер В.А. и др. Диафизарные переломы в структуре травматизма населения Украины. Тези доповідей XIV з їзду ортопедів-травматологів України. Одеса, 2016. С. 9-10.

2. Березка М.І., Григорук В.В., Строєв М.Ю. Проблема надмірної ваги при лікуванні пацієнтів із переломами кісток гомілки. Міжнародний медичний журнал. 2021. № 2. С. 43-46. 3. Kinder F., Giannoudis P.V., Boddice T., Howard A. The Effect of an Abnormal BMI on Orthopaedic Trauma Patients: A Systematic Review and Meta-Analysis. Journal of Clinical Medicine. 2020. 9(5). 1302. https://doi.org/10.3390/jcm9051302.

4. Parratte S., Pesenti S., Argenson J.N. Obesity in orthopedics and trauma surgery. Orthopaedics & traumatology, surgery & research. 2014. 100 (1 Suppl.). S91-S97. https://doi. org/10.1016/j.otsr.2013.11.003.

5. Білінський П.І. Малоконтактний багатоплощинний остеосинтез діафізарних переломів кісток гомілки. Шпитальна хірургія. Журнал імені Л.Я. Ковальчука. 2015. № 3. С. 54-58.

6. Строєв М.Ю., Березка М.І., Григорук В.В., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Дослідження напружено-деформованого стану моделі гомілки з переломом середньої третини великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу в умовах зростаючого стискаючого навантаження на систему «імплантат — кістка». Травма. 2022. T. 23. № 1. С. 19-29. DOI: 10.22141/1608-1706.1.23.2022.878.

7. Строєв М.Ю., Березка М.І., Григорук В.В., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Ефективність протидії навантаженням на кручення різних варіантів остеосинтезу відламків гомілки (за результатами математичного моделювання). Ортопедия, травматология и протезирование. 2022. № 1–2. С. 34-42. https://doi.org/10.15674/0030-598720221-234-42.

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

9. Стойко И.В., Бец Г.В., Бец И.Г., Карпинский М.Ю. Анализ напряженно-деформированного состояния дистального отдела голени и стопы при повреждениях pilon в условиях наружной фиксации при помощи стержневых аппаратов. Травма. 2014. Т. 15. № 1. С. 41-49. DOI: 10.22141/1608-1706.1.15.2014.81263.

10. Корж М.О., Романенко К.К., Прозоровський Д.В., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Математичне моделювання впливу деформації кісток гомілки на навантаження суглобів нижньої кінцівки. Травма. 2016. Т. 17. № 3. С. 23-24.

11. Васюк В.Л., Коваль О.А., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Математичне моделювання варіантів остеосинтезу переломів дистального метаепіфіза великогомілкової кістки типу С1. Травма. 2019. Т. 20. № 1. С. 37-46. DOI: 10.22141/1608-1706.1.20.2019.158666.

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

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

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

15. Szczesny G., Kopec M., Politis D.J., Kowalewski Z.L., Łazarski A., Szolc T. A Review on Biomaterials for Orthopaedic Surgery and Traumatology: From Past to Present. Materials. 2022. 15. 3622. https://doi.org/10.3390/ma15103622.

> Отримано/Received 15.09.2022 Рецензовано/Revised 24.09.2022 Прийнято до друку/Accepted 03.10.2022 ■

Information about authors

Stroiev Maksym, PhD student, Department of Emergency and Urgent Medical Care, Orthopedics and Traumatology, Kharkiv National Medical University, Nauky Ave., 4, Kharkiv, 61022, Ukraine; phone + 380667200173; e-mail: mystroiev.po20@knmu.edu.ua; https://orcid.org/0000-0002-0980-983X

Berezka Mikola, MD, PhD, Professor at the Department of Emergency and Urgent Medical Care, Orthopedics and Traumatology, Kharkiv National Medical University, Nauky Ave., 4, Kharkiv, 61022, Ukraine; phone +380675750303; e-mail: mi.berezka@knmu.edu.ua; https://orcid.org/0000-0003-4095-8494

Viktoriia Hryhoruk, PhD, Associate Professor at the Department of Emergency and Urgent Medical Care, Orthopedics and Traumatology, Kharkiv National Medical University, Nauky Ave., 4, Kharkiv, 61022, Ukraine; phone +380997709972; e-mail: vv.hryhoruk@knmu.edu.ua; https://orcid.org/0000-0002-8937-7802

Mykhailo Karpinsky, Senior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinska st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; phone +380 (057) 725-14-74; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; https://orcid.org/0000-0002-3004-2610

Yaresko Olexander, Junior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinska st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; phone + 380 (057) 725-14-74; 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.Yu. Stroiev¹, M.I. Berezka¹, V.V. Grigoruk¹, M.Yu. Karpinsky², O.V. Yaresko²

¹Kharkiv National Medical University, Kharkiv, Ukraine

²State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

Study of the stress-strain state of the lower leg model with a fracture in the upper third of the tibia with various options for osteosynthesis under conditions of increasing compressive load on the implant-bone system

Abstract. Background. Mathematical modeling using the finite element method makes it possible to assess the reliability of the implantbone system, to identify the existing advantages and disadvantages of the applied methods for fixing the fragments of the tibial diaphysis, to study the dynamics of the process of deformation of bone tissue and fixing metal structures, which, in turn, determines the choice of the optimal metal construction for osteosynthesis in an overweight patient. Objective: to conduct a comparative analysis of the stressstrain state of the lower leg models with a fracture of the tibial bone in the upper third under the influence of a compressive load with different options for osteosynthesis and depending on the patient's weight. Materials and methods. A basic finite element model of the shin was developed, which contained the tibial and fibular bones and the bones of the foot. In all joints between the bone elements, a layer with the mechanical properties of cartilage tissue was created. A fracture in the middle third of the tibia and three types of osteosynthesis were simulated with the help of an external fixation device, a bone plate, and an intramedullary rod. All models were tested under the influence of a vertical compressive load of 700 and 1200 N. Results. Changes in the stress in bone tissue depending on the patient's weight have a linear relationship. At the same time, the external fixation device and the intramedullary rod provide a reduction in stress values in the fracture zone below the level of indicators for an intact bone. The periosteal plate shows significantly worse stress level indicators, both in the fracture zone and in the proximal part of the tibia.

In the distal part, the highest stress level is determined in the model of osteosynthesis with external fixation device. This may be a consequence of the significant weight of the apparatus itself, which, acting through the long lever of the lower fixing rod, exerts an additional load on the distal end of the tibia. In metal structures, the greatest stresses occur in the periosteum. This is due to its unilateral application to the bone, which causes an additional bending moment when the limb is loaded. Conclusions. The worst indicators of the stress level in the fracture zone (from 39.5 to 67.7 MPa) and on the metal structure (from 292.7 to 501.7 MPa) were determined when using a bone plate, which is a consequence of an additional bending moment as a result of its unilateral location. This is very dangerous as it approaches the strength limit values for stainless steel. Osteosynthesis with external fixation device provides a fairly low level of stress (from 1.8 to 3.1 MPa) in the fracture zone, but the disadvantage is a high level of stress on the device itself (from 174.6 to 299.3 MPa) and on the distal part of the tibia (from 9.0 to 15.4 MPa) that is related to the length of the levers, which are the fixing rods. The lowest stress indicators in all elements of the model are determined when using osteosynthesis with an intramedullary rod that is due to the central location of the main support along the load axis and short levers, which are fixing screws. The function of the dependence of the value of stresses in the model elements on the patient's weight is linear and directly proportional.

Keywords: osteosynthesis; shin; upper third

ВЖЕ У ПРОДАЖУ!



AKSIMED.UA



(044) 390-0055

CEPTH «CIMEVIHA	MELVLIPHA	на медицина»	NA MERSIENAN						
				ина медицина»	медицина	12 No. (109 1044)			
	АКТУАЛЬНІ ПИТАННЯ ПЕДІАТРІЇ	актуальні ПИТАННЯ НЕФРОЛОГІЇ	актуальні ПИТАННЯ АЛЕРГОЛОГІЇ	АКТУАЛЬНІ ПИТАННЯ МЕДИЦИНИ НЕВІДКЛАДНИХ СТАНІВ	актуальні ПИТАННЯ НЕРВОВИХ ХВОРОБ	актуальні ПИТАННЯ МЕДИЦИНИ КАТАСТРОФ	АКТУАЛЬНІ ПИТАННЯ ПАЛІАТИВНОЇ ТА ХОСПІСНОЇ ДОПОМОГИ	АКТУАЛЬНІ ПИТАННЯ ГЕРОНТОЛОГІЇ І ГЕРІАТРІЇ	актуальні Питання ФТИЗІАТРІЇ
у практиці СІМЕЙНОГО ЛІКАРЯ		актиці ГО ЛІКАРЯ	актиці ГО ЛІКАРЯ	^{рактиці} ГО ЛІКАРЯ	тиці О ЛІКАРЯ	о ЛІКАРЯ	антки ГО ЛІКАРЯ	окти ГО ЛІКАРЯ	олисания ГО ЛІКАРЯ
							Allow of	1001	M
m		all	100				3620		Se
		ME RIV	21.5	(III)	No.	M			and the second

СЕРІЯ «СІМЕЙНА МЕДИЦИНА»

Інститут сімейної медицини Національного університету охорони здоров'я України імені П.Л. Шупика спільно з Видавничим домом «Заславський» вперше в Україні започаткував проєкт — серію навчальних посібників «Сімейна медицина», за загальною редакцією академіка НАМН України, професора Ю.В. Вороненка, професора О.Г. Шекери та завідувачів кафедр Національного університету охорони здоров'я України імені П.Л. Шупика, за актуальними напрямками сімейної медицини. Підготовкою матеріалів кожного навчального посібника займаються кращі фахівці післядипломної освіти України.

Посібники рекомендовані до друку вченою радою Національного університету охорони здоров'я України імені П.Л. Шупика та Центральним методичним кабінетом з вищої медичної освіти МОЗ України.

В РАМКАХ СЕРІЇ «СІМЕЙНА МЕДИЦИНА» ВЖЕ ВИЙШЛИ У СВІТ ТАКІ КНИГИ:

- Актуальні питання педіатрії у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання нервових хвороб у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання нефрології у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання геронтології та геріатрії у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання медицини невідкладних станів у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання фтизіатрії у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання алергології у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання акушерства у практиці сімейного лікаря
- Актуальні питання паліативної та хоспісної допомоги у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання радіаційної медицини у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання медицини катастроф у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання серцево-судинних хвороб у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання внутрішніх хвороб у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання психіатрії у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання офтальмології у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання ендокринології у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання гінекології у практиці сімейного лікаря.



Книги можна замовити в інтернет-магазині «Буквамед» www.bookvamed.com.ua

або за телефоном: +38 (067) 325-10-26