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

СПЕЦІАЛІЗОВАНИЙ РЕЦЕНЗОВАНИЙ НАУКОВО-ПРАКТИЧНИЙ ЖУРНАЛ







Том 23, № 6, 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, № 6, 2022

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

Volume 23, № 6, 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, № 6, 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 № 4 від 28.12.2022 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. 7,91. Тираж 8000 прим. Зам. 2022-trauma-115.

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

Contents

Original Researches

Зміст

Оригінальні дослідження

Хвисюк О.М., Гонтар Н.М., Пастух В.В., O.M. Khvysyuk, N.M. Gontar, V.V. Pastukh, Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д., M.Yu. Karpinsky, O.D. Karpinska, Нікольченко О.А O.A. Nikolchenko Experimental and X-ray study Експериментально-рентгенометричне дослідження динаміки біорозкладання 3D-друкованих імплантатів of the dynamics of biodegradation на основі полілактиду з трикальційфосфатом of 3D printed implants based on polylactide with tricalcium phosphate after osteoplasty після остеопластики і застосування культивованих мезенхімальних стромальних клітин4 and the use of cultured mesenchymal stromal cells.......4 Попсуйшапка К.О., Коверник О.В., Підгайська О.О., K.O. Popsuyshapka, O.V. Kovernyk, O.O. Pidgaiska, Карпінський М.Ю., Яресько О.В. M.Yu. Karpinsky, O.V. Yaresko Study of the stress-strain state Вивчення напружено-деформованого стану моделей заднього спондилодезу поперекового відділу хребта of the models of posterior lumbar fusion in negative indicators of sagittal balance при негативних показниках сагітального балансу хребта і таза.....11 of the spine and pelvis......11 O.Ye. Vyrva, D.B. Vatamanitsa, Вирва О.Є., Ватаманіца Д.Б., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. M.Yu. Karpinsky, O.V. Yaresko Перелом кульшової западини Acetabular fracture типу 62-В1.3 (AO/ASIF). type 62-B1.3 (AO/ASIF). Stress-strain state Напружено-деформований стан системи «ендопротез — таз» of the endoprosthesis-pelvis system (part one)......28 Козловська І.Ю. I.Yu. Kozlovska Градаційне дозування місцевого анестетика Graded dosing of local anesthetic для проведення спінальної анестезії for spinal anesthesia during orthopedic при ортопедо-травматологічних операціях and traumatological operations Півень Ю.М., Ляховський В.І. lu.M. Piven, V.I. Lyahovskiy Choice of the method of surgical treatment Вибір методу хірургічного лікування for multifagmentary fractures taking into account при багатофрагментарних переломах disorder of the blood supply з урахуванням порушення кровозабезпечення to the proximal humerus......41 A.V. Stognii, V.O. Pyatikop, O.V. Yaresko, Стогній А.В., П'ятикоп В.О., Яресько О.В., Попсуйшапка К.О., Підгайська О.О., K.O. Popsuyshapka, O.O. Pidgayska, Карпінський М.Ю. M.Yu. Karpinsky Study of stress distribution Вивчення розподілу напружень моделі заднього міжхребцевого спондилодезу in the posterior lumbar interbody поперекового відділу хребта fusion model Строєв М.Ю., Березка М.І., Григорук В.В., M.Yu. Stroiev, M.I. Berezka, V.V. Grigoruk, M.Yu. Karpinsky, O.V. Yaresko Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Mathematical modeling of the stress-strain state of the Математичне моделювання lower leg model with a fracture напружено-деформованого стану моделі гомілки in the lower third of the tibia in various options for з переломом у нижній третині великогомілкової osteosynthesis under conditions кістки при різних варіантах остеосинтезу в умовах of increasing compressive load......56 зростаючого стискаючого навантаження 56 Пам'ять Memory In memory of Professor Пам'яті професора

Том 23, № 6, 2022

Yurii Yaroslavovych Fil......67

Original Researches



УДК 616.71-089.844

DOI: https://doi.org/10.22141/1608-1706.6.23.2022.918

Хвисюк О.М.¹, Гонтар Н.М.¹, Пастух В.В.¹, Карпінський М.Ю.², Карпінська О.Д.², Нікольченко О.А.² ¹Харківська медична академія післядипломної освіти, м. Харків, Україна ²ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

Експериментально-рентгенометричне дослідження динаміки біорозкладання 3D-друкованих імплантатів на основі полілактиду з трикальційфосфатом після остеопластики і застосування культивованих мезенхімальних стромальних клітин

Резюме. Актуальність. Завдяки 3D-друку стало можливим виготовлення імплантатів за заданими геометричними параметрами і хімічним складом, а також матриць і каркасів для створення комбінованих імплантатів, які відповідають вимогам щодо основних характеристик остеопластичних матеріалів, а саме: мають високу здатність до остеокондукції, остеоіндукції, остеоінтеграції, біосумісність і механічну міцність, придатні для забезпечення міграції, адгезії, проліферації і диференціювання клітин. Мета: в експерименті на тваринах рентгенометрично вивчити динаміку заміщення кістковою тканиною пористих 3D-друкованих імплантатів на основі полілактиду з трикальційфосфатом після застосування мезенхімальних стромальних клітин (МСК) жирової тканини. Матеріали та методи. На 18 лабораторних щурах проведено рентгенометричне дослідження щільності кісткового регенерату в різні терміни після імплантації в порожнинний дефект стегнової кістки біорозкладаного матеріалу на основі полілактиду з додаванням трикальційфосфату і застосування культивованих мезенхімальних стромальних клітин. Щурів виводили з експерименту групами по 6 тварин через 15, 30 і 90 діб після операції. Вимірювали показники оптичної щільності в зоні кісткового дефекту оперованої кістки та в аналогічній зоні контралатеральної кістки. Результати. На 15-ту добу після операції оптична щільність імплантата була вище, ніж аналогічної зони інтактної кістки. Через 1 місяць щільність імплантата знизилася, але залишилася трохи більшою, ніж щільність кістки, тобто біорозкладання імплантованого матеріалу відбулося не повністю. Через 3 місяці після операції спостерігали вирівнювання оптичної щільності зони імплантації та інтактної кістки. Можна припустити, що відбулося повне біорозкладання імплантата, а дефект був заповнений кістковою тканиною. Зниження оптичної щільності в зоні дефекту через 1 міс. після операції викликане саме процесами біорозкладання штучного матеріалу і кісткоутворення, які не збігаються за швидкістю перебігу. На жодному етапі експерименту різниці між імплантатами при застосуванні культури МСК і без неї на статистично значущому рівні не визначено. Висновки. Протягом експерименту шільність інтактної кісткової тканини щурів статистично значуще зростала. У зоні дефекту стегнової кістки в період із 15-ї до 30-ї доби спостерігали зниження оптичної щільності від 180 ± 28 опт. од. до 168 ± 25 опт. од., що може свідчити про початок процесу біорозкладання 3D-друкованого імплантаційного матеріалу, яким заповнений дефект. У термін від 30-ї до 90-ї доби в зоні дефекту спостерігали зростання оптичної щільності до 184 ± 2 опт.од., що наблизилося до рівня інтактної кістки — 182 ± 1 опт.од., про що свідчить відсутність статистичної значущості між цими показниками. Це може буди наслідком процесу кісткоутворення й заміщення імплантованого матеріалу кістковою тканиною. На жодному етапі експерименту не виявлено різниці між імплантатами з використанням культури МСК і без неї.

Ключові слова: кістковий дефект; рентгенометрія; щільність; полілактид; мезенхімальні стромальні клітини

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; +38 (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", Pushkinska st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; phone +38 (057) 725-14-74; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com

Вступ

На сьогодні стрімкий розвиток 3D-технологій створив умови для впровадження в клінічну практику інноваційних розробок стосовно пластики дефектів кісток різної етіології. Завдяки тривимірному друку стало можливим виготовлення імплантатів за заданими геометричними параметрами й хімічним складом, а також матриць і каркасів для створення комбінованих імплантатів, які відповідають вимогам щодо основних характеристик остеопластичних матеріалів, а саме: мають високу здатність до остеокондукції, остеоіндукції, остеоінтеграції та демонструють біосумісність і механічну міцність [1–5].

У процесі пошуку нових рішень щодо заміщення втраченої кісткової тканини склався перспективний напрямок, пов'язаний з розробкою біорозкладаних імплантатів, які після відновлення кістки не потребують видалення, тобто повторного хірургічного втручання. Найбільш поширеним серед біорозкладаних полімерів у сучасній ортопедичній хірургії виявився полілактид (ПЛА) як основний компонент для виготовлення 3D-друкованих імплантатів. Матеріали на основі полілактиду постійно піддають модифікаціям, щоб створити оптимальні умови для забезпечення балансу між швидкістю біорозкладання імплантата і швидкістю його заміщення новосформованою кістковою тканиною пластинчастої (зрілої) будови. Керування цими процесами досягають за рахунок додавання до полілактиду в різних пропорціях мінеральних компонентів (гідроксилапатит, трикальційфосфат (ТКФ)) і зміни геометричної структури імплантатів (розмір пор, пористість, форма поверхонь) [6, 7], а також застосування різних остеоіндуктивних факторів для посилення репаративного остеогенезу (збагачені тромбоцитами плазма й фібрин, мезенхімальні стромальні клітини (МСК) кісткового мозку й жирової тканини).

Щодо нових модифікацій біорозкладаних імплантатів є пропозиція виготовляти їх на 3D-принтері з композитної нитки на основі полілактиду й трикальційфосфату за заданими параметрами пористості, імітуючи будову остеонних конструкцій кісткової тканини [8]. Надруковані мінерал-полімер-композитні імплантати мають вигляд матриці або каркаса, придатного для забезпечення міграції, адгезії, проліферації та диференціювання клітин.

Для оцінювання особливостей перебудови створених біорозкладаних імплантатів і перебігу репаративного остеогенезу проводять експериментальні дослідження з використанням тварин на моделі остеопластики стандартного дірчастого (порожнинного) дефекту, що зачіпає ділянки губчастої та компактної кістки.

Мета: в експерименті на тваринах рентгенометрично вивчити динаміку заміщення кістковою тканиною пористих 3D-друкованих імплантатів на основі полілактиду з трикальційфосфатом після застосування мезенхімальних стромальних клітин жирової тканини.



Рисунок 1. Зовнішній вигляд 3D-друкованого імплантаційного матеріалу і зразків з нього для заповнення порожнинних дефектів у дистальному метафізі стегнової кістки щура

Матеріали та методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» було проведено рентгенометричне дослідження щільності кісткового регенерату в різні терміни після імплантації в порожнинний дефект стегнової кістки щурів біорозкладаного матеріалу на основі полілактиду з додаванням трикальційфосфату і застосування культивованих мезенхімальних стромальних клітин.

Експеримент проведено на 18 лабораторних білих щурах (вік — 5 міс., жива маса тіла — від 200 до 260 г на початок експерименту) популяції експериментально-біологічної клініки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» з дотриманням вимог гуманного ставлення до піддослідних тварин [9–11]. Хірургічні втручання виконували тваринам в умовах асептики й антисептики під загальним знеболюванням кетаміном (внутрішньом'язово 50 мг/кг). План експериментального дослідження схвалений локальним комітетом з біоетики (протокол № 217 від 14.06.2021).

Імплантаційний матеріал друкували на 3D-принтері Easy3DPrint методом наплавлення композитної нитки, виготовленої із суміші ПЛА і ТКФ (17 : 8). У надрукованому матеріалі переплетіння нитки формують вертикальні й горизонтальні канали-пори (розмір пор 300 мкм, пористість 45 %). Для експерименту цій матеріал механічно розділяли на фрагменти — зразки циліндричної форми діаметром 2,5 мм і довжиною 3 мм (рис. 1).

МСК жирової тканини отримували хірургічно з великого сальника щурів і культивували в середовищі DMEM з додаванням 10% фетальної бичачої сироватки (Biowest, Франція) на базі відділення трансплантології системи опори та руху ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України». Термін культивування МСК становив 14 діб.

Усім тваринам за допомогою фісурного бора виконували порожнинний дефект у дистальному метафізі лівої стегнової кістки латерально. Дефект заповнювали зразком з 3D-друкованого імплантаційного матеріалу.

Ін'єкцію 0,2 мл культурального середовища з МСК (10⁶ клітин) вводили в ділянку хірургічного втручання



Рисунок 2. Приклад рентгенограми кісток експериментальних тварин з тест-об'єктом

через 7 діб після імплантації, тобто на термін, якій відповідає стадії формування тканиноспецифічних структур у процесі репаративного остеогенезу.

Щурів виводили з експерименту групами по 6 тварин через 15, 30 і 90 діб після операції, виділяли оперовані й контралатеральні стегнові кістки, після чого виконували їх рентгенограми. Для усунення похибок, пов'язаних з різною якістю рентгенограм (яскравість, контрастність тощо), кістки всієї виведеної групи подавали на одному знімку. Для усунення різниці між знімками, виконаними в різні терміни після операції, використовували тест-об'єкт (рис. 2).

На рентгенограмах вимірювали показники оптичної щільності (в одиницях градації сірого) в зоні кісткового дефекту оперованої кістки і в аналогічній зоні контралатеральної кістки (контрольна група). Також виконували вимірювання оптичної щільності тестоб'єкта в його верхньому правому куті. Показник оптичної щільності тест-об'єкта на рентгенограмі кісток через 15 діб після операції був прийнятий за одиницю. Для рентгенограм кісток тварин, виведених з експерименту на 30-ту й 90-ту добу після операції, за показниками оптичної щільності тест-об'єкта визначали поправочний коефіцієнт, на який множили показники щільності зображених на них кісток. Вимірювання оптичної щільності виконували за допомогою програмного комплексу X-гауs (рис. 3), розробленого в Харківському національному університеті радіоелектроніки [12–14].

Дані експерименту були оброблені статистично. Розраховували середнє (М), стандартне відхилення (SD), мінімальне (min) і максимальне (max) значення вибірки. Порівняння значень оптичної щільності на контралатеральних кінцівках проводили за допомогою Т-тесту для парних вибірок [15]. Також проводили порівняння з показниками оптичної щільності кісток з дефектом, заповненим тільки матеріалом на основі полілактиду з трикальційфосфатом без застосування МСК, які були опубліковані в нашій попередній роботі [16], для чого також використовували Т-тест для парних вибірок.

Результати

Було проведено аналіз зміни оптичної щільності зони дефекту на оперованій кінцівці та інтактної кістки на тому ж рівні в процесі спостереження. Результати наведені в табл. 1.

За даними статистичного аналізу було визначено, що на 15-ту добу після операції оптична щільність зони дефекту становила в середньому 180 ± 28 опт.од.,



Рисунок 3. Скриншот програми X-rays у процесі вимірювань

що було статистично значущо (p = 0,005) більше, ніж оптична щільність аналогічної зони на інтактній кістці — 145 ± 31 опт.од.

Через 1 місяць спостерігали зменшення оптичної щільності зони дефекту до 168 ± 25 опт.од., при цьому в такій же зоні на інтактній кінцівці вона збільшилася до 153 ± 15 опт.од. Через 1 місяць після операції оптична щільність кісток вирівнялася до статистично близького рівня (p = 0,125).

На 3-й місяць спостереження міцність зони дефекту досягла рівня 184 \pm 2 опт.од. і наблизилася до рівня інтактної кістки — 182 \pm 1 опт.од., що статистично однаково (p = 0,930).

Динаміку оптичної щільності кісткової тканини в щурів у процесі спостереження наведено на графіку (рис. 4).

На даному графіку показано, що на 15-ту добу після операції оптична щільність імплантата вище, ніж аналогічної зони інтактної кістки. Через місяць щільність імплантата знизилася, але залишилася трохи більшою, ніж щільність кістки, тобто біорозкладання імплантованого матеріалу відбулося не повністю. Через 3 місяці після операції спостерігали вирівнювання оптичної щільності зони імплантації та інтактної кістки. Тобто можна припустити, що відбулося повне біорозкладання імплантата й дефект був заповнений кістковою тканиною. Зниження оптичної щільності в зоні дефекту через 1 міс. після операції викликане саме процесами біорозкладання штучного матеріалу й кісткоутворення, які не збігаються за швидкістю перебігу.

У табл. 2 наведено результати порівняльного аналізу динаміки оптичної щільності зони дефекту й інтактної кістки протягом часу експерименту.

Як показали результати статистичного аналізу, щільність кісткової тканини щурів статистично значуще зростала протягом експерименту, про що свідчать показники щільності інтактних кісток у термін від 15-ї до 90-ї доби, коли щільність змінювалась від 145 ± 31 опт.од. до 181 ± 1 опт.од., що виявилось статистично значущим на рівні p = 0,01. На межі статистичної значущості (p = 0,055) спостерігали зростання щільності й у період між 30-ю і 90-ю добою — від 153 ± 15 опт.од. до 182 ± 1 опт.од. На етапі між 15-ю і 30-ю добою статистичної значущості зміни оптичної щільності інтактної кісткової тканини не спостерігали (p = 0,677), що пов'язано, на нашу думку, з коротким часовим проміжком між даними етапами експерименту.

Що стосується зони дефекту стегнової кістки, то в ній статистично значущих змін оптичної щільності не виявлено в жодному періоді експерименту.

Термін	Кінш	Статистична	
спостереження	Інтактна	Оперована	значущість (t, p)
15 діб	145 ± 31	180 ± 28	t = -5,488
	111 ÷ 193	151 ÷ 215	p = 0,005
30 діб	153 ± 15	168 ± 25	t = -1,938
	135 ÷ 171	134 ÷ 202	p = 0,125
90 діб	182 ± 1	184 ± 2	t = -0,093
	180 ÷ 184	182 ÷ 186	p = 0,930

Таблиця 1. Динаміка оптичної щільності інтактної кістки й зони дефекту оперованої кістки у тварин



Рисунок 4. Динаміка оптичної щільності кісток щурів

Це пов'язано передусім з різною спрямованістю динаміки процесу. Так, у період з 15-ї до 30-ї доби спостерігали зниження оптичної щільності в зоні дефекту від 180 \pm 28 опт.од. до 168 \pm 25 опт.од. (р = 0,57), що свідчить про запуск процесу біорозкладання 3D-друкованого імплантаційного матері-

алу, яким заповнювали дефект. У період від 30-ї до 90-ї доби, навпаки, визначається зростання оптичної щільності до 184 \pm 2 опт.од., що може бути наслід-ком процесу кісткоутворення й заміщення імплантата кістковою тканиною, але статистичної значущості змін також не визначено (p = 0,756).

Таблиця 2. Динаміка показників оптичної щільності оперованої та інтактної кістки залежно від терміну після операції

Кінцівка		Доба спостереження							
		15	30	30	90	15	90		
Інтактна	M ± SD	145 ± 31	153 ± 15	153 ± 15	182 ± 1	145 ± 31	182 ± 1		
	M ± SD	-8 ± 39		-37 ± 31		-29 ± 14			
	t; p	t = -0,448; p = 0,677		t = -2,684; p = 0,055		t = -4,563; p = 0,010			
Оперована	M ± SD	180 ± 28	168 ± 25	168 ± 25	184 ± 2	180 ± 28	184 ± 2		
	$\overline{M \pm SD}$	12 ± 45		-4 ± 28		-17 ± 25			
	t; p	t = 0,619;	p = 0,570	t = -0,332; p = 0,756		t = -1,490; p = 0,210			

Таблиця З. Динаміка показників оптичної щільності оперованої та інтактної кісток залежно від терміну після операції порівняно з кістками щурів, яким не вводили МСК

Термін спостереження	Група	IH	ітактна	Ог	ерована	
		M ± SD	t, p	M ± SD	t, p	
15 діб	ПЛА	148 ± 31	t = 0,143 185 ± 29	185 ± 29	t = 0,242	
	ПЛА + МСК	145 ± 31	p = 0,890	180 ± 28	p = 0,815	
1 міо	ПЛА	156 ± 15	t = 0,378	163 ± 24	t = -0,288	
T MIC.	ПЛА + МСК	153 ± 15	p = 0,715	168 ± 25	p = 0,781	
3 міс.	ПЛА	183 ± 2	t = 0,851	182 ± 3	t = -1,714 p = 0,125	
	ПЛА + МСК	182 ± 1	p = 0,419	184 ± 2		



Рисунок 5. Динаміка оптичної щільності кісток щурів з дефектом, заповненим матеріалом на основі полілактиду з трикальційфосфатом, і застосуванням культури МСК порівняно з кістками тварин, у яких дефект був заповнений тим самим матеріалом, але без МСК

На останньому етапі роботи був проведений порівняльний статистичний аналіз змін оптичної щільності кісток щурів з дефектом, заповненим матеріалом на основі полілактиду з трикальційфосфатом, і застосуванням культури МСК порівняно з кістками тварин, у яких дефект був заповнений тим самим матеріалом, але без ін'єкційного введення МСК, що були детально описані в нашому попередньому дослідженні [16]. Показники оптичної щільності кісток тварин обох експериментальних груп наведені в табл. 3.

Проведений порівняльний аналіз величин оптичної щільності кісткової тканини тварин залежно від матеріалу, яким заповнювали кістковий дефект, показав, що на жодному етапі експерименту різниці між імплантатами із застосуванням культури МСК і без неї на статистично значущому рівні не визначено. Також не визначено статистично значущої різниці щодо оптичної щільності інтактних кісток, що цілком очікувано.

Наочне уявлення про зміни оптичної щільності кісткової тканини щурів в обох експериментальних групах можна отримати за допомогою графіка, який наведено на рис. 5.

На наведеному графіку можна побачити, що через місяць після оперативного втручання оптична щільність зони дефекту, заповненого матеріалом з додаванням культури МСК, була дещо вище, ніж у групі без неї. Хоча різниця показника не досягла статистичної значущості (p = 0,781), можна припустити, що це може бути наслідком або прискорення процесу кісткоутворення, або гальмування швидкості біорозкладання імплантованого матеріалу, але більш точну відповідь на це питання можна буде отримати за результатами морфологічних досліджень.

Висновки

1. Протягом експерименту щільність інтактної кісткової тканини шурів статистично значуще (p = 0,01) зростала, що пов'язано зі збільшенням віку тварин.

2. У зоні дефекту стегнової кістки в період із 15-ї до 30-ї доби спостерігали зниження оптичної щільності від 180 \pm 28 опт.од. до 168 \pm 25 опт.од., що може свідчити про початок процесу біорозкладання 3D-друкованого імплантаційного матеріалу, яким заповнений дефект.

3. У термін від 30-ї до 90-ї доби в зоні дефекту спостерігали зростання оптичної щільності до 184 \pm 2 опт.од., що наблизилося до рівня інтактної кістки — 182 \pm 1 опт.од., про що свідчить відсутність статистичної значущості між цими показниками (p = 0,93). Це може буди наслідком процесу кісткоутворення й заміщення імплантованого матеріалу кістковою тканиною.

4. Аналіз статистично значущої різниці величин оптичної щільності кісткової тканини тварин при заповненні кісткового дефекту 3D-друкованим імплантаційнім матеріалом показав, що на жодному етапі експерименту не виявлено різницю між імплантатами з використанням культури MCK і без неї. Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів і власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

Список літератури

1. Ansari M.A.A., Golebiowska A.A., Dash M. et al. Engineering biomaterials to 3D-print scaffolds for bone regeneration: practical and theoretical consideration. Biomater. Sci. 2022. Vol. 10. Issue 11. P. 2789-2816. DOI: 10.1039/d2bm00035k.

2. Feng Y., Zhu S., Mei D. et al. Application of 3D printing technology in bone engineering: A Review. Curr. Drug Deliv. 2021. Vol. 18. Issue 7. P. 847-861. DOI: 10.2174/1567201817 999201113100322.

3. Turnbull G., Clarke J., Picardet F. et al. 3D bioactive composite scaffolds for bone tissue engineering. Bioactive Materials. 2018. Vol. 3. Issue 3. P. 278-314. DOI: 10.1016/j.bioactmat.2017.10.001.

4. Roohani-Esfahani S.I., Newman P., Zreiqat H. Design and fabrication of 3D printed scaffolds with a mechanical strength comparable to cortical bone to repair large bone defects. Scientific Reports. 2016. 6. 19468. DOI: 10.1038/srep19468.

5. Wubneh A., Tsekoura E.K., Ayranci C., Uludağ H. Current state of fabrication technologies and materials for bone tissue engineering. Acta Biomater. 2018. Vol. 80. P. 1-30. DOI: 10.1016/j.actbio.2018.09.031.

6. Rakovsky A., Gotman I., Rabkin E., Gutmanas E.Y. β -TCP-polylactide composite scaffolds with high strength and enhanced permeability prepared by a modified salt leaching method. J. Mech. Behav. Biomed. Mater. 2014. Vol. 32. P. 89-98. DOI: https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.12.022.

7. Deng M., Kumbar S.G., Lo K.W.-H. et al. Novel polymerceramics for bone repair and regeneration. Recent Patents on Biomedical Engineering (Discontinued). 2011. Vol. 4. Issue 3. P. 168-184. DOI: 10.2174/1874764711104030168.

8. Пастух В.В. Патент України на корисну модель № 146418 UA, МПК А61L 27/00, А61F 2/02, А61В 6/03, А61В 17/56 (2006.01). Спосіб отримання композиційного імплантата для заміщення дефектів кісток. № и 2020 06710: заявл. 19.10.2020; опубл. 17.02.2021, Бюл. № 7.

9. Європейська конвенція про захист хребетних тварин, що використовуються для дослідних та інших наукових цілей. Страсбург, 18 березня 1986 року: офіційний переклад [Електронний ресурс] / Верховна Рада України. Офіц. вебсайт. (Міжнародний документ Ради Європи). Режим доступу: http://zakon.rada.gov.ua/cgi-bin/laws/main.cginreg = 994_137.

10. Про захист тварин від жорстокого поводження: Закон України № 3447-IV від 21.02.2006, ст. 26, 31 [Електронний ресурс] / Верховна Рада України. Офіц. веб-сайт. Режим доступу: http://zakon.rada.gov.ua/cgi-bin/laws/ main.cgi?nreg = 3447-15.

11. Наказ МОН, молоді та спорту України № 249 від 01.03.2012 «Порядок проведення науковими установами дослідів, експериментів на тваринах». Режим доступу: http://zakon3.rada.gov.ua/laws/show/z0416-12.

12. Авер'янова Л.О., Шармазанов С.А. Спеціалізовані програмні засоби для моніторингового дослідження стану кісткової системи населення. Радіотехніка: Всеукр. міжвід. наук.-техн. зб. 2001. Вип. 120. С. 206-209. 13. Тимошенко О.П., Карпинский М.Ю., Верецун А.Г. Исследование диагностических возможностей программного комплекса X-rays. Медицина и... 2001. № 1. С. 62-64.

14. Головіна Я.О., Малик Р.В., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д. Дослідження рентгенологічної кісткової щільності у пацієнтів з кістковими пухлинами у разі застосування сегментарних кісткових алоімплантатів. Травма. 2022. Т. 23. № 1. С. 43-50. DOI: 10.22141/1608-1706.1.23.2022.881.

15. Бююль А., Цефлер П. SPSS: искусство обработки информации. Анализ статистических данных и восста-

новление скрытых закономерностей: Пер. с нем. СПб.: ДиаСофтЮП, 2005. 608 с.

16. Хвисюк О.М., Гонтар Н.М., Пастух В.В., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д. Експериментальне дослідження динаміки біодеградації матеріалу на основі полілактиду й трикальційфосфату після заповнення ним кісткових дефектів. Травма. 2022. 23(3). 58-62. https:// doi.org/10.22141/1608-1706.3.23.2022.901.

> Отримано/Received 07.11.2022 Рецензовано/Revised 15.11.2022 Прийнято до друку/Accepted 24.11.2022 ■

Information about authors

Khvysyuk O.M., MD, PhD, Professor at the Department of traumatology, anesthesiology and military surgery Kharkiv Medical Academy of Postgraduate Education, Amosova st., 58, Kharkiv, 61176, Ukraine; phone +380(50)8531428; e-mail: tay_kh@ukr.net; https://orcid.org/0000-0002-4826-6567

Gontar N.M., PhD-student, Department of traumatology, anesthesiology and military surgery Kharkiv Medical Academy of Postgraduate Education, Amosova st., 58, Kharkiv, 61176, Ukraine; phone +380(99)7385827; e-mail: gontarnazar@ukr.net; https://orcid.org/0000-0002-3825-3383

Pastukh V.V., PhD, Associate Professor at the Department of traumatology, anesthesiology and military surgery Kharkiv Medical Academy of Postgraduate Education, Amosova st., 58, Kharkiv, 61176, Ukraine; phone +380(50)3648444; e-mail: metmedservice@gmail.com; https://orcid.org/0000-0002-9854-8212

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 +38 (057) 725-14-74; e-mail: korab.karpinsky@gmail.com; https://orcid.org/0000-0002-3004-2610

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

Nikolchenko O.A., PhD in Biology, Senior Research Fellow of Department of Transplantology and Experimental Modeling with an Experimental Biological Clinic, 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 (057) 725-14-74; e-mail: o_nikolchenko@ukr.net; https://orcid.org/0000-0001-9808-9485

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.M. Khvysyuk¹, N.M. Gontar¹, V.V. Pastukh¹, M.Yu. Karpinsky², O.D. Karpinska², O.A. Nikolchenko ¹Kharkiv Medical Academy of Postgraduate Education, Kharkiv, Ukraine ²State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

Experimental and X-ray study of the dynamics of biodegradation of 3D printed implants based on polylactide with tricalcium phosphate after osteoplasty and the use of cultured mesenchymal stromal cells

Abstract. Background. Thanks to 3D printing, it became possible to manufacture implants of given geometric parameters and chemical composition, as well as matrices and frameworks for the creation of combined implants that are able to meet the requirements for the main characteristics of osteoplastic materials, namely a high ability for osteoconduction, osteoinduction, osseointegration, biocompatibility and mechanical strength, suitable for ensuring migration, adhesion, proliferation and differentiation of cells. Goal: in an experiment on animals, to study radiometrically the dynamics of replacement by bone tissue of porous 3D printed implants based on polylactide with tricalcium phosphate after the use of mesenchymal stromal cells (MSCs) of adipose tissue. Materials and methods. A radiometric study of the density of bone regeneration was carried out on 18 laboratory rats at different times after implantation into a cavity defect of the femur of a biodegradable material based on polylactide with the addition of tricalcium phosphate and the use of cultured MSCs. Rats were sacrificed in groups of 6 animals 15, 30 and 90 days after the operation. Optical density indicators were measured in the area of the bone defect of the operated bone and in the similar area of the contralateral bone. Results. On day 15 after the operation, the optical density of the implant is higher than that of a similar zone of intact bone. One month after, the density of the implant decreased, but remained slightly higher than the density of the bone, that is, the biodegradation of the implant material was not complete. Three

months after the operation, the alignment of the optical density of the implantation zone and the intact bone was observed. It can be assumed that complete biodegradation of the implant occurred and the defect was filled with bone tissue. Reduction of optical density in the defect zone 1 month after surgery was caused by the processes of biodegradation of the artificial material and bone formation, which do not coincide in terms of speed. There was no statistically significant difference between the implants in case of using MSC culture and without it at any stage of the experiment. Conclusions. During the experiment, the density of intact bone tissue of rats increased statistically significantly. In the area of the femur defect, there was a decrease in optical density from 180 \pm 28 HU to 168 \pm 25 HU from day 15 to 30, which may indicate the beginning of the process of biodegradation of the 3D printed implant material that filled the defect. In the period from 30 to 90 days, an increase in optical density in the defect zone was observed up to 184 ± 2 HU, which approached the level of intact bone -182 ± 1 HU, as evidenced by the lack of statistical significance between these indicators. This may be a consequence of the process of bone formation, and replacement of the implanted material with bone tissue. No difference was found between the implants with and without MSC culture at any stage of the experiment.

Keywords: bone defect; radiography; density; polylactide; mesenchymal stromal cells Original Researches



УДК 616.711.6-007.17-073.75

DOI: https://doi.org/10.22141/1608-1706.6.23.2022.919

Попсуйшапка К.О.¹, Коверник О.В.², Підгайська О.О.¹, Карпінський М.Ю.¹, Яресько О.В.¹ ¹ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна ²КНП «Обласна клінічна лікарня» ХОР, м. Харків, Україна

Вивчення напружено-деформованого стану моделей заднього спондилодезу поперекового відділу хребта при негативних показниках сагітального балансу хребта і таза

Резюме. Актуальність. Поєднана патологія поперекового відділу хребта і кульшового суглоба не без підстав вважається однією з важливих проблем сучасної ортопедії. У хворих з вираженими змінами в кульшовому суглобі біль у поперековому відділі хребта спостерігається у 21,2-49,4 % випадків. На даний час не існує загальноприйнятих рекомендацій щодо етапності виконання оперативних втручань у даної групи хворих. Мета: дослідити розподіл напружень у моделях заднього спондилодезу поперекового відділу хребта при негативних значеннях сагітального контуру хребта і зменшенні показників поперекового лордозу. Матеріали та методи. Була розроблена базова скінченно-елементна модель хребта з грудною кліткою, що містила кісткові елементи: хребці Th1-L5, ребра, грудину й таз. На основі базової моделі було розроблено модель flatback, що характеризується зменшеним лордозом до 10° і нахилом тулуба вперед. Моделювали варіанти заднього спондилодезу. Модель випробували під впливом вертикального навантаження величиною 350 Н. Результати. У нормі найбільш напруженими є тіла хребців L1 і L2, у яких напруження сягають рівня 1,7 МПа. Найменш напруженими виявилися такі хребці: Th11—0,7 МПа, Th9 і Th10—0,8 МПа. Корені дуг виявилися найбільш навантаженими в хребці L4 — 5,4 МПа, найменше навантаження — 4,3 МПа — відзначалось у дугах хребців L1 і L2. Зі зміною анатомічних співвідношень елементів моделі й накладанням металевих конструкцій на хребці L4-L5 зона максимальних напружень у тілах хребців зміщується на хребці L4-L5, де напруження визначаються на рівні 4,7 і 5,1 МПа. Напруження в дугах хребців L4-L5 знижуються до рівня верхньогрудного відділу й дорівнюють 1,4 і 1,9 МПа. При цьому максимальний рівень напружень зміщується на хребці Th11— 11,4 МПа, Th12— 9,2 МПа, Th10— 8,1 МПа. Виконання спондилодезу трьох хребців L3-L5 транспедикулярною конструкцією веде до вирівнювання напружень у тілах хребців поперекового відділу хребта. При цьому мінімальні значення напружень — 1,7 МПа — визначаються в тілах хребців L4-L5, найбільш напруженим є тіло хребця L1—3,3 МПа. Конструкція на 5 хребців дозволяє знизити рівень напружень на стрижнях до 76,2 МПа. Але напруження на фіксуючих гвинтах зростають, їх максимум припадає на верхні гвинти, що розташовані в хребці L1. Висновки. Використання всіх варіантів заднього спондилодезу дозволяє знизити рівень напружень у тілах, дугах і дуговідросткових суглобах хребців поперекового відділу хребта нижче за рівень моделі в нормі. У той же час це призводить до підвищення рівня напружень у хребцях грудного відділу хребта. Задній спондилодез транспедикулярною конструкцією, яка накладається на всі хребці поперекового відділу хребта, дозволяє отримати нижчий рівень напружень в елементах усіх хребців, ніж при більш коротких варіантах інструментації. При всіх варіантах монтажу транспедикулярної конструкції величини напружень на фіксуючих гвинтах у хребцях L3-L5 порівнянні. При використанні транспедикулярної фіксації всіх п'яти хребців поперекового відділу основне навантаження припадає на верхні гвинти, які розташовані в хребці L1, що створює в них високий рівень напружень, у 5–6 разів вищий, ніж у гвинтах у розташованих нижче хребиях.

Ключові слова: задній спондилодез; hip-spine синдром; напруження

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

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

Для кореспонденції: Попсуйшапка Костянтин Олексійович, доктор медичних наук, головний науковий співробітник відділу захворювань та пошкоджень хребта, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка Національної академії медичних наук України», вул. Пушкінська, 80, м. Харків, 61024, Україна; e-mail: konstantin.popsuy@gmail.com For correspondence: 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 Full list of authors information is available at the end of the article.

Вступ

Поєднана патологія поперекового відділу хребта і кульшового суглоба небезпідставно вважається важливою проблемою сучасної ортопедії. Для нас є звичним термін, що позначає поєднання цих станів, — hipspine синдром. Під ним розуміють поліетіологічний симптомокомплекс, який характеризується больовим синдромом, функціональними порушеннями і зміною анатомо-біомеханічних співвідношень у системі «кульшовий суглоб — хребет» унаслідок розвитку міодистрофічних, нейрогенних синдромів. Частота розвитку hip-spine синдрому має тенденцію до зростання. У хворих з вираженими змінами в кульшовому суглобі біль у поперековому відділі хребта спостерігається у 21,2–49,4 % випадків [1]. Хворі із зменшеною рухливістю таза внаслідок виконаного спондилодезу в поперековому відділі хребта мають більший відсоток вивихів і випадків розвитку імпінджменту після ендопротезування кульшового суглоба, що зменшує частоту задовільних результатів і є причиною повторних оперативних втручань [2, 3]. На даний час не існує загальноприйнятих рекомендацій щодо етапності виконання оперативних втручань у даної групи хворих. Отже, вивчення розподілу напружень у ділянці заднього спондилодезу поперекового відділу хребта в умовах негативних показників сагітального контуру хребта і зменшення поперекового лордозу є необхідною умовою для подальшого вивчення можливості використання інструментації хребта в умовах перебігу коксартрозу.

Мета: дослідити розподіл напружень у моделях заднього спондилодезу поперекового відділу хребта у випадку негативних значень сагітального контуру хребта і зменшення показників поперекового лордозу.

Матеріали та методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів» була розроблена базова скінченноелементна модель хребта з грудною кліткою [4–6], яка була доповнена тазом. Зовнішній вигляд моделі наведено на рис. 1.

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

На основі базової моделі були розроблено модель flatback, яка відображає стан, що виникає при поєднаному перебігу дегенеративних захворювань поперекового відділу хребта й кульшового суглоба і характеризується зменшеним лордозом до 10° і нахилом тулуба вперед за рахунок згинальної контрактури в кульшових суглобах. На даній моделі моделювали варіанти заднього спондилодезу. На рис. 2 наведено модель із заднім спондилодезом хребців L4-L5 транспедикулярною конструкцією з 4 гвинтами і міжтіловою опорою.

На рис. 3 наведено модель із заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедикулярною конструкцією з 6 гвинтами.

На рис. 4 наведено модель із заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедикулярною конструкцією з 10 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 [7–9]. Характеристики штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури [10]. 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) [11]. 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. 5.

При проведенні дослідження вивчали величини напружень у хребцях Th1-L5. На кожному хребці реєстрували максимальні величини напружень у трьох зонах:

- 1) тіло хребця;
- корені дуг;
- 3) дуговідросткові суглоби;
- 4) зона входу гвинтів.

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

T (
Гаппина	1 Механічні хапактепистики	4 ΜΆΤΕΝΙΆΠΙΒ ΙΙΙΟ RU	икопистовували при	молепюванні
ra om gn	i i moxum in xupuki opnorini	і шаторіаль, що ы	корпотовували при	тодетовани

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, v
Кортикальна кістка [7]	18 400	0,30
Губчаста кістка [7]	1040	0,30
Хрящова тканина [8]	5,58	0,45
Міжхребцевий диск [9]	450	0,30
Титан ВТ16 [10]	40 000	0,36



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



Рисунок 2. Модель хребта із заднім спондилодезом хребців L4-L5 транспедикулярною конструкцією з 4 гвинтами і міжтіловою опорою: а) загальний вигляд; б) вигляд спереду; в) вигляд ззаду; г) вигляд у сагітальній площині



Рисунок 3. Модель хребта із заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедикулярною конструкцією із 6 гвинтами: а) загальний вигляд; б) вигляд спереду; в) вигляд ззаду; г) вигляд у сагітальній площині

Дослідження напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою методу скінченних елементів. Як критерій оцінки напруженого стану моделей використовували напруження за Мізесом [12].

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 досліджували напружено-деформований стан моделі хребта в нормі. Розподіл напружень у кісткових елементах моделі наведено на рис. 6.

Як показали дослідження, у нормі найбільш напруженими є тіла хребців L1 і L2, де напруження сягають рівня 1,7 МПа. Найменш напруженими виявилися хребці Th11 — 0,7 МПа, Th9 і Th10 — 0,8 МПа.



Рисунок 4. Модель хребта із заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедикулярною конструкцією з 10 гвинтами: а) загальний вигляд; б) вигляд спереду; в) вигляд ззаду; г) вигляд у сагітальній площині

Таблиця 2.	Відсоток	загальної	маси тіла,	прикладени	й до цент	рів сили	тяжіння >	сребців
			на різних	срівнях хребт	a			

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

Корені дуг виявилися найбільш навантаженими в хребцях поперекового відділу. Найбільші напруження в цьому відділі спостерігаються в дугах хребця L4 — 5,4 МПа, найменші — 4,3 МПа — у дугах хребців L1 і L2. У дугах хребців L4 і L5 напруження визначаються на рівні 5,0 і 4,5 МПа відповідно. Найменш напруженими є дуги хребців верхньогрудного відділу Th1-Th4, у яких напруження не перевищують 1,4 МПа.

У дуговідросткових суглобах найбільший рівень напружень визначається також у поперековому відділі хребта, а саме в хребцях L3 - 9,0 МПа, L2 - 8,0 МПа, L1 - 7,7 МПа, L4 - 7,2 МПа, L5 - 7,0 МПа. Найменш напруженими є суглоби верхньогрудного відділу Th1-Th4, напруження на яких визначаються на рівні 1,4 МПа.

Дані про величини напружень у кісткових елементах моделі хребта в нормі наведені в табл. 3.

Для наочного порівняння величин напружень у кісткових елементах моделі хребта в нормі була побудована діаграма, яка наведена на рис. 7.

Як бачимо на діаграмі, у нормі напруження в кісткових елементах хребта зростають від верхнього відділу до нижнього, що цілком логічно пояснюється зростанням навантаження на хребці.

Розглянемо, як змінюється напружено-деформований стан моделі хребта при спрямленому лордозі, зміщенні вперед і виконанні заднього спондилодезу хребців L4-L5 транспедикулярною конструкцією на 4 гвинтах у поєднанні з міжхребцевим кейджем. Картину розподілу напружень у моделі наведено на рис. 8. Як показали проведені дослідження, зі зміною анатомічних співвідношень елементів моделі й накладанням металевих конструкцій на хребці L4-L5 зона максимальних напружень у тілах хребців зміщується саме на хребці L4-L5, де напруження визначаються на рівні 4,7 і 5,1 МПа відповідно.

Що стосується дуг хребців, то за рахунок фіксації напруження в дугах хребців L4-L5 знижуються до рівня верхньогрудного відділу і дорівнюють 1,4 і 1,9 МПа відповідно. При цьому максимальний рівень напружень зміщується до нижньогрудного відділу, а саме: на хребці Th11 — 11,4 МПа, Th12 — 9,2 МПа, Th10 — 8,1 МПа.



Рисунок 5. Схема розташування контрольних точок

Таолиця З.	Величини	напружень	у кісткових	елементах	моделі хро	еота в норм	ЛІ

	Напруження, МПа						
Хребці	Тіло хребця	Корені дуг	Дуговідросткові суглоби				
Th1	1,1	1,4	1,4				
Th2	1,0	1,3	1,4				
Th3	0,9	1,3	1,4				
Th4	1,1	1,4	1,4				
Th5	1,2	2,3	2,0				
Th6	1,2	2,6	2,1				
Th7	1,0	3,0	2,3				
Thh8	1,0	2,9	1,9				
Th9	0,8	3,0	1,0				
Th10	0,8	2,7	1,4				
Th11	0,7	2,5	2,0				
Th12	0,9	3,3	3,2				
L1	1,7	4,3	7,7				
L2	1,7		8,0				
L3	1,5	5,0	9,0				
L4	1,5	5,4	7,2				
L5	1,5	4,5	7,0				



Рисунок 6. Напружено-деформований стан моделі хребта з грудною кліткою в нормі: а) загальний вигляд; б) вигляд спереду; в) вигляд ззаду; г) вигляд у сагітальній площині



Рисунок 7. Діаграма величин напружень у кісткових елементах моделі хребта в нормі



Рисунок 8. Розподіл напружень у кісткових структурах моделі із заднім спондилодезом хребців L4-L5 транспедикулярною конструкцією з 4 гвинтами і міжтіловою опорою: а) загальний вигляд; б) вигляд спереду; в) вигляд ззаду; г) вигляд у сагітальній площині



Рисунок 9. Розподіл напружень у металевих елементах моделі із заднім спондилодезом хребців L4-L5 транспедикулярною конструкцією з 4 гвинтами й міжтіловою опорою: а) вигляд спереду; б) вигляд ззаду; в) вигляд у сагітальній площині



Рисунок 10. Діаграма величин напружень у кісткових елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L4-L5 транспедикулярною конструкцією з 4 гвинтами й міжтіловою опорою







Рисунок 12. Розподіл напружень у кісткових структурах моделі із заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедикулярною конструкцією з 6 гвинтами: а) загальний вигляд; б) вигляд спереду; в) вигляд ззаду; г) вигляд у сагітальній площині



Рисунок 13. Розподіл напружень у металевих елементах моделі із заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедикулярною конструкцією з 6 гвинтами: а) вигляд спереду; б) вигляд ззаду; в) вигляд у сагітальній площині



Рисунок 14. Діаграма величин напружень у кісткових елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедикулярною конструкцією із 6 гвинтами



Рисунок 15. Діаграма величин напружень у металевих елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедикулярною конструкцією із 6 гвинтами



Рисунок 16. Розподіл напружень у кісткових структурах моделі із заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедикулярною конструкцією з 10 гвинтами: а) загальний вигляд; б) вигляд спереду; в) вигляд ззаду; г) вигляд у сагітальній площині



Рисунок 17. Розподіл напружень у металевих елементах моделі із заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедикулярною конструкцією з 10 гвинтами: а) вигляд спереду;б) вигляд ззаду; в) вигляд у сагітальній площині







Рисунок 19. Діаграма величин напружень у металевих елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедикулярною конструкцією з 10 гвинтами



від варіанта спондилодезу



Рисунок 21. Діаграма величин напружень у коренях дуг хребців залежно від варіанта спондилодезу



Рисунок 22. Діаграма величин напружень у дуговідросткових суглобах хребців залежно від варіанта спондилодезу



Рисунок 23. Діаграма величин напружень у місцях входу гвинтів залежно від варіанта спондилодезу



Рисунок 24. Діаграма величин напружень на гвинтах металевої конструкції залежно від варіанта спондилодезу

Така ж тенденція спостерігається і в дуговідросткових суглобах, де напруження знижуються у фіксованих хребцях L4-L5 до 2,7 і 3,7 МПа відповідно й одночасно підвищуються на рівні хребців Th9-L1, де вони визначаються в межах від 9,9 до 10,5 МПа. У зонах навколо фіксуючих гвинтів напруження визначаються на рівні 2,8 і 3,8 МПа у хребцях L4-L5 відповідно.

На рис. 9 наведено картину розподілу напружень в елементах металевої конструкції моделі.

З елементів металевої конструкції найбільш напруженими — 81,9 МПа — виявляються стрижні за рахунок дії важелів у вигляді фіксуючих гвинтів. На самих гвинтах найбільші напруження виникають у хребці L5 — 12,0 МПа. У хребці L4 напруження дещо нижчі й не перевищують позначки 10,4 МПа.

Дані про величини напружень в елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L4-L5 транспедикулярною конструкцією з 4 гвинтами й міжтіловою опорою наведено в табл. 4.

Наочно порівняти величини напружень в елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L4-L5 транспедикулярною конструкцією з 4 гвинтами й міжтіловою опорою можна за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 10.

Наведена діаграма дає наочне уявлення про зниження величин напружень у фіксованих хребцях L4-L5 нижче за рівень моделі в нормі, а також про значне підвищення напружень від середньогрудного відділу хребта до верхньогрудного.

Порівняти величини напружень в елементах металевої конструкції дозволяє діаграма, яка наведена на рис. 11.

Наступним етапом роботи було вивчення напружено-деформованого стану моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедикулярною конструкцією з 6 гвинтами. Характер розподілу напружень у кісткових елементах моделі наведено на рис. 12. Виконання спондилодезу трьох хребців L3-L5 транспедикулярною конструкцією з 6 гвинтами веде до вирівнювання напружень у тілах хребців поперекового відділу хребта. При цьому мінімальні значення напружень 1,7 МПа визначаються в тілах хребців L4-L5, найбільш напруженим є тіло хребця L1 — 3,3 МПа. Також максимальний рівень напружень 3,4 МПа зафіксовано в тілах хребців Th8, Th9.

Серед зафіксованих хребців найнижчий рівень напружень 1,2 МПа визначається в дугах хребця L4. У дугах хребців L3 і L5 величина напружень спостерігається на рівні 2,2 і 2,0 МПа відповідно. В інших відділах хребта напруження в дугах хребців поступово зростають до рівня хребця Th11, де досягають максимального значення 11,0 МПа, потім напруження спадають до мінімуму в поперековому відділі.

Аналогічна тенденція спостерігається і в дуговідросткових суглобах, величина напружень у яких зростає, сягаючі максимуму 10,3 МПа у суглобах хребців Th11 і Th12, потім знижується до мінімуму — 2,5 МПа — у суглобах хребця L4.

У зонах навколо фіксуючих гвинтів мінімальне значення напружень — 2,3 МПа — визначається в хребці L4. У хребцях L3 і L5 рівень напружень вище — 3,6 МПа.

Картину розподілу напружень в елементах металевої конструкції можна побачити на рис. 13.

Проведене моделювання показало, що триточкова фіксація значно більше навантажує стрижень конструкції, де напруження сягають позначки 131,5 МПа. На фіксуючих гвинтах максимум напружень 20,3 МПа припадає на верхні гвинти, що розташовані в хребці L3. Надалі рівень напружень спадає до 13,4 і 9,3 МПа на гвинтах у хребцях L4 і L5 відповідно.

У табл. 5 наведено дані про величини напружень в елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедикулярною конструкцією із 6 гвинтами.

	Напруження, МПа					
Хребці	Тіло хребця	Корені дуг	Дуговідросткові суглоби	Місця входу гвинтів	Гвинти	Стрижні
Th1	1,5	1,4	2,6			
Th2	1,3	1,3	2,6			
Th3	1,2	1,2	2,4			
Th4	1,2	1,4	3,0			
Th5	1,6	2,7	3,8			
Th6	2,0	3,8	5,2			
Th7	2,7	4,9	6,4			
Th8	3,4	6,2	7,4			
Th9	3,4	7,7	9,9			
Th10	2,4	8,1	10,0			
Th11	2,5	11,4	10,5			
Th12	2,0	9,2	10,4			
L1	3,7	6,6	10,1			
L2	3,0	4,4	4,7			
L3	2,4	2,6	4,1			
L4	4,7	1,4	2,7	2,8	10,4	81,9
L5	5,1	1,9	3,7	3,8	12,0	

Таблиця 4. Величини напружень в елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L4-L5 транспедикулярною конструкцією з 4 гвинтами й міжтіловою опорою

Таблиця 5. Величини напружень в елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедикулярною конструкцією із 6 гвинтами

	Напруження, МПа							
Хребці	Тіло хребця	Корені дуг	Дуговідросткові суглоби	Місця входу гвинтів	Гвинти	Стрижні		
Th1	1,5	1,3	2,5					
Th2	1,3	1,3	2,6					
Th3	1,2	1,2	2,5					
Th4	1,2	1,4	2,9					
Th5	1,5	2,8	3,7					
Th6	1,9	3,7	5,1					
Th7	2,5	4,8	6,4					
Th8	3,4	5,8	7,2					
Th9	3,4	7,2	9,8					
Th10	2,3	7,6	9,8					
Th11	2,3	11,0	10,3					
Th12	2,0	8,5	10,3					
L1	3,3	6,7	8,9					
L2	2,7	3,8	3,5					
L3	2,2	2,2	3,2	3,6	20,3			
L4	1,7	1,2	2,5	2,3	13,4	131,5		
L5	1,7	2,0	3,5	3,6	9,3			

Візуально порівняти величини напружень у кісткових елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедикулярною конструкцією із 6 гвинтами дозволяє діаграма, наведена на рис. 14.

На діаграмі наочно видно, що при використанні заднього спондилодезу хребців L3-L5 транспедикулярною конструкцією із 6 гвинтами найбільш напруженим є відділ хребта від хребця Th8 до L1.

Діаграма, наведена на рис. 15, відображає співвідношення напружень в елементах металевої конструкції моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L3-L5 транспедикулярною конструкцією із 6 гвинтами.

Наведена діаграма наочно демонструє тенденцію до зниження рівня напружень на фіксуючих гвинтах від хребця L3 до хребця L5 і високий рівень напружень у стрижнях конструкції.

Останнім етапом роботи було вивчення моделі із заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедикулярною конструкцією з 10 гвинтами, розподіл напружень у кісткових елементах якої наведено на рис. 16.

Збільшення довжини заднього спондилодезу до хребця L1 приводить до того, що найбільш напруженим серед тіл хребців поперекового відділу є тіло хребця L1, де напруження визначаються на рівні 3,0 МПа. Інші хребці поперекового відділу хребта навантажені практично рівномірно, про що свідчать величини напружень. Так, у тілах хребців L4-L5 напруження визначаються на рівні 1,6 МПа, у тілах хребців L2 і L3 — 2,1 і 2,2 МПа відповідно.

Також у поперековому відділі хребта найбільш напруженими — 7,2 МПа — є дуги хребця L1, але ще більш напруженими виявляються дуги суміжних з ним хребців Th11 і Th12, величини напружень на яких визначаються на рівні 10,0 і 8,1 МПа відповідно. Найменш напруженими — 1,1 МПа — є дуги хребця L4.

З точки зору напружень у дуговідросткових суглобах найбільш навантаженим виявляється нижньогрудний відділ хребта від хребця Th9 до Th12, де величини напружень визначаються в межах від 9,5 до 10,2 МПа. У поперековому відділі хребта найбільші напруження — 8,4 МПа — виникають у дуговідросткових суглобах хребця L1. Найнижчий рівень напружень — 2,3 МПа — спостерігається в суглобах хребця L4. У суглобах інших хребців напруження визначаються в межах від 3,3 МПа в хребцях L2, L3 до 3,5 МПа в хребці L5.

Аналогічна картина спостерігається і з розподілом напружень навколо фіксуючих гвинтів. Максимальна величина напружень — 12,7 МПа — зафіксована в хребці L1, мінімальна — 2,3 МПа — у хребці L4.

Розподіл напружень в елементах металевої конструкції моделі із заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедикулярною конструкцією з 10 гвинтами можна побачити на рис. 17.

Таблиця 6. Величини напружень в елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедикулярною конструкцією з 10 гвинтами

	Напруження, МПа									
Хребці	Тіло хребця	Корені дуг	Дуговідросткові суглоби	Місця входу гвинтів	Гвинти	Стрижні				
Th1	1,5	1,3	2,6							
Th2	1,3	1,3	2,4							
Th3	1,2	1,2	2,4							
Th4	1,1	1,4	3,0							
Th5	1,4	2,8	3,7							
Th6	1,8	3,7	5,0							
Th7	2,3	4,6	6,5							
Th8	3,3	5,4	7,1							
Th9	3,3	6,7	9,6							
Th10	2,2	6,5	9,5							
Th11	2,2	10,0	10,2							
Th12	2,0	8,1	10,1							
L1	3,0	7,2	8,4	12,7	60,0					
L2	2,1	3,5	3,3	5,0	40,2					
L3	2,2	2,1	3,3	2,7	22,6					
L4	1,6	1,1	2,3	2,3	12,0	76,2				
L5	1,6	2,6	3,5	4,0	10,4					

Проведене дослідження показало, що довга конструкція на 5 хребців дозволяє знизити рівень напружень на стрижнях до 76,2 МПа, що відбувається за рахунок більш рівномірного розподілу навантажень по всій довжині стрижнів. Але за це доводиться платити великим напруженням на фіксуючих гвинтах, максимум якого припадає саме на верхні гвинти, що розташовані в хребці L1. Надалі рівень напружень поступово знижується до мінімального значення 10,4 МПа на гвинтах у хребці L5.

Дані про величини напружень в елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедикулярною конструкцією з 10 гвинтами наведені в табл. 6.

Діаграма, наведена на рис. 18, відображає співвідношення величин напружень у кісткових елементах моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедикулярною конструкцією з 10 гвинтами.

Діаграма дає наочне уявлення про те, що даний варіант спондилодезу дозволяє знизити до мінімуму рівень напружень в елементах хребця L4, при цьому отримати максимальні напруження в тілі й дуговідросткових суглобах хребця L1. Також зона великих напружень у дугах у суглобах припадає на нижньогрудний відділ хребта, а саме на хребці Th9-Th12.

Діаграма на рис. 19 відображає співвідношення величин напружень в елементах металевої конструкції моделі хребта із заднім спондилодезом хребців L1-L5 транспедикулярною конструкцією з 10 гвинтами.

Як бачимо на діаграмі, при даній схемі виконання спондилодезу основне навантаження сприймають верхні гвинти, які розташовані в хребці L1, що проявляється у великих значеннях величин напружень.

Розглянемо, як співвідносяться величини напружень у різних елементах моделей залежно від схеми виконання заднього спондилодезу поперекового відділу хребта. На рис. 20 наведена діаграма величин напружень у тілах хребців залежно від варіанта спондилодезу.

Як видно на діаграмі, задній спондилодез транспедикулярною конструкцією на 2 хребці L4-L5 призводить до виникнення максимальних напружень у тілах хребців поперекового відділу хребта, особливо це стосується хребців L4-L5. Найменші величини напружень у тілах хребців поперекового відділу вдається отримати при накладанні транспедикулярної конструкції на всі 5 хребців поперекового відділу.

На рис. 21 наведена діаграма, яка відображає співвідношення величин напружень у коренях дуг хребців залежно від варіанта спондилодезу.

Наведена діаграма наочно демонструє, що використання всіх варіантів заднього спондилодезу дозволяє знизити рівень напружень у дугах хребців поперекового відділу хребта нижче за рівень моделі хребта в нормі, за винятком хребця L1. У той же час це призводить до підвищення рівня напружень в грудному від-



Рисунок 25. Діаграма величин напружень на стрижнях металевої конструкції залежно від варіанта спондилодезу

ділі хребта від хребця Th5 до Th12. Але слід відмітити, що й у цьому випадку транспедикулярна конструкція, накладена на всі 5 хребців поперекового відділу хребта, забезпечує найнижчий рівень напружень у дугах хребців грудного відділу, ніж інші схеми заднього спондилодезу.

Порівняти величини напружень у дуговідросткових суглобах хребців залежно від варіанта спондилодезу можна за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 22.

Ситуація з розподілом напружень у дуговідросткових суглобах аналогічна розподілу напружень у дугах хребців. Особливістю є той факт, що величини напружень у суглобах хребців грудного відділу хребта значно перевищують аналогічні показники моделі хребта в нормі, що, скоріше за все, пов'язано з анатомічними змінами в хребті (спрямлений лордоз, нахил тулуба вперед).

Порівняти величини напружень у місцях входу гвинтів залежно від варіанта спондилодезу дозволяє діаграма, наведена на рис. 23.

Як бачимо, величини розподілу напружень у кістковій тканині навколо фіксуючих гвинтів незначно відрізняються залежно від протяжності транспедикулярної фіксації. Виняток становить конструкція, що накладається на все хребці поперекового відділу хребта, вона викликає значні напруження навколо гвинтів у хребці L1.

Розглянемо особливості розподілу напружень в елементах металевої конструкції залежно від варіанта спондилодезу. Рис. 24 відображає співвідношення напружень на фіксуючих гвинтах.

Результати проведеного моделювання, які відображені на діаграмі, наочно свідчать про те, що при всіх варіантах монтажу транспедикулярної конструкції величини напружень на гвинтах у хребцях L3-L5 порівнянні. При використанні конструкції на 5 хребців поперекового відділу хребта фіксуючі гвинти в хребці L1 зазнають значних навантажень, які, відповідно, викликають значни напруження в них. Усе це є логічним поясненням щодо аналогічної картини розподілу напружень у кістковій тканині навколо фіксуючих гвинтів. Чим вищі напруження на гвинті, тим вищі вони і в кістковій тканині навколо гвинта. На завершення порівняємо, як співвідносяться рівні напружень у стрижнях транспедикулярної конструкції залежно від її протяжності. Це можна зробити за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 25.

Як бачимо, максимальний рівень напружень у стрижнях виникає при інструментації трьох хребців L3-L5, мінімальний — при накладанні конструкції на всі п'ять хребців поперекового відділу хребта.

Висновки

1. Використання всіх варіантів заднього спондилодезу дозволяє знизити рівень напружень у тілах, дугах і дуговідросткових суглобах хребців поперекового відділу хребта нижче за рівень моделі в нормі. У той же час це призводить до підвищення рівня напружень у хребцях грудного відділу хребта.

2. Задній спондилодез транспедикулярною конструкцією, що накладається на всі хребці поперекового відділу хребта, дозволяє отримати нижчий рівень напружень в елементах усіх хребців, ніж при більш коротких варіантах інструментації.

3. При всіх варіантах монтажу транспедикулярної конструкції величини напружень на фіксуючих гвинтах у хребцях L3-L5 порівнянні. При використанні транспедикулярної фіксації всіх п'яти хребців поперекового відділу основне навантаження припадає на верхні гвинти, які розташовані в хребці L1, що викликає в них високий рівень напружень, у 5–6 разів вищий, ніж у гвинтах у розташованих нижче хребцях.

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

Список літератури

1. Blizzard D.J., Nickel B.T., Seyler T.M. et al. The impact of lumbar spine disease and deformity on total hip arthroplasty outcomes. Orthop. Clin. North Am. 2016. 47. 19.

2. Esposito C.I., Gladnick B.P., Lee Y.Y., Lyman S., Wright T.M., Mayman J. et al. Cup position alone does not predict risk of dislocation after hip arthroplasty. J. Arthroplast. 2015. 30(1). 109-13.

3. Gausden E.B., Parhar H.S., Popper J.E., Sculco P.K., Rush B.N. Risk Factors for Early Dislocation Following Primary Elective Total Hip Arthroplasty. J. Arthroplast. 2018. 33. 1567-1571. 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. DOI: https://doi.org/10.15674/0030-59872017127-33.

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. DOI: https://doi.org/10.15674/0030-5987201726-13.

6. Попсуйшапка К.О., Тесленко С.О., Попов А.І., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Дослідження напружено-деформованого стану моделей хребта залежно від обсягу руйнування хребця Th6 і варіанту остеосинтезу. Травма. 2022. T. 23. № 5. C. 53-64. DOI: https://doi.org/10.22141/1608-1706.5.23.2022.916.

7. Bone mechanics handbook. Edited by Stephen C. Cowin. CRC Press Reference, 2001. 980 p.

8. 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.

9. 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. № 17. P. 1961-1967. DOI: 10.1097/01.BRS.0000083236.33361.C5.

10. 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.

11. 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.

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

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

> Отримано/Received 04.11.2022 Рецензовано/Revised 12.11.2022 Прийнято до друку/Accepted 21.11.2022 ■

Information about authors

Kovernyk Olexiy, Neurosurgeon, Regional Hospital Center, Independence Ave., 13, Kharkiv, 61024, Ukraine; e-mail: Kovernik136@gmail.com; https://orcid.org/0000-0001-5568-6909 Pidgaiska Olga, PhD, Traumatologist, 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: podgayo@yahoo.com; https://orcid.org/0000-0002-5025-977X

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. 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

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 (57) 725-14-74, +380 (67) 57-14-863; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; https://orcid.org/0000-0002-3004-2610

K.O. Popsuyshapka¹, O.V. Kovernyk², O.O. Pidgaiska¹, M.Yu. Karpinsky¹, O.V. Yaresko¹ ¹State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine ²MNPE of KhDC, "Pagianal Clinical Haspital", Kharkiv, Ukraina

²MNPE of KhRC "Regional Clinical Hospital", Kharkiv, Ukraine

Study of the stress-strain state of the models of posterior lumbar fusion in negative indicators of sagittal balance of the spine and pelvis

Abstract. Background. The combined pathology of the lumbar spine and hip joint is considered one of the important problems of modern orthopedics not without reason. In patients with significant changes in the hip joint, pain in the lumbar spine is observed in 21.2-49.4 % of cases. At present, there are no generally accepted recommendations regarding the stages of surgical interventions in this group of patients. Goal: to investigate the distribution of stresses in models of posterior lumbar fusion with negative values of the sagittal contour of the spine and a decrease in lumbar lordosis indicators. Materials and methods. A basic finite-element model of the spine with a ribcage was developed, which contained bony elements: Th1-L5 vertebrae, ribs, sternum, and pelvis. Based on it, a flatback model was developed, which is characterized by reduced lordosis up to 10° and forward body inclination. Variants of posterior spondylodesis were modeled. The model was tested under a vertical load of 350 N. Results. Normally, the bodies of the L1 and L2 vertebrae are the most stressed, the stress reaches the level of 1.7 MPa. The least stressed vertebrae are as follows: Th11 - 0.7 MPa. Th9 and Th10 - 0.8 MPa. The roots of the arches turned out to be the most loaded in the L4 vertebra - 5.4 MPa, the least (4.3 MPa) — in the arches of the L1 and L2 vertebrae. With the change in the anatomical proportions of the model elements and the installation of metal structures on the L4-L5, the zone of maximum stress in the vertebral bodies shifts to the L4-L5 vertebrae, where the stresses reach 4.7 and 5.1 MPa. The stresses in the arches of the L4-L5 vertebrae decrease to the level of the upper

thoracic region and are equal to 1.4 and 1.9 MPa. At the same time, the maximum stress level shifts to the Th11 vertebra - 11.4 MPa, Th12 - 9.2 MPa, Th10 - 8.1 MPa. Performing spondylodesis of three L3-L5 vertebrae with a transpedicular construction leads to equalization of stresses in the bodies of the vertebrae of the lumbar spine. At the same time, the minimum stress values of 1.7 MPa are determined in the bodies of the L4-L5 vertebrae, the most stressed is the body of the L1 vertebra - 3.3 MPa. The design involving 5 vertebrae allows to reduce the stress level on the rods to 76.2 MPa. But the stresses on the fixing screws increase, the maximum falls on the upper screws located in the L1 vertebra. Conclusions. The use of all types of posterior spondylodesis allows to reduce the level of stresses in the bodies, arches and arcuate joints of the vertebrae of the lumbar spine below the level of the normal model. At the same time, this leads to an increase in the level of stresses in the vertebrae of the thoracic spine. Posterior spondylodesis with a transpediculated structure, which is installed on all the vertebrae of the lumbar spine, allows you to obtain a lower level of stress in the elements of all the vertebrae than with shorter instrumentation options. With all variants of installation of the transpedicular structure, the stress values on the fixing screws in the L3-L5 vertebrae are comparable. When using transpedicular fixation of all five lumbar vertebrae, the main load falls on the upper screws, which are located in the L1 vertebra, which causes a high level of stress in them, 5-6 times higher than in the screws in the lower vertebrae.

Keywords: posterior spondylodesis; hip-spine syndrome; stress

Original Researches



УДК 616.718.16-001.5-089.15

DOI: https://doi.org/10.22141/1608-1706.6.23.2022.920

Вирва О.Є., Ватаманіца Д.Б., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

Перелом кульшової западини типу 62-В1.3 (AO/ASIF). Напружено-деформований стан системи «ендопротез — таз» (частина перша)

Резюме. Актуальність. Первинне ендопротезування за наявності перелому кульшової западини потребує використання додаткових способів та засобів остеосинтезу для стабільного встановлення ацетабулярного компонента. Вибір компонентів ендопротеза та поєднання їх із засобами стабілізації кісткових фрагментів повинні здійснюватися з урахуванням науково обґрунтованих теоретичних засад. Мета дослідження: дослідити зміни величин напружень у моделі кульшового суглоба при його ендопротезуванні в умовах наявності перелому кульшової западини типу 62-В1.3 за класифікацією АО/ASIF з використанням сучасних варіантів остеосинтезу кісток таза. Матеріали та методи. Розроблена скінченно-елементна модель тазового пояса людини зі стегновими кістками з поперечним переломом кульшової западини типу 62-В1.3 за класифікацією АО/ASIF. Моделювали 4 варіанти ендопротезування лівого кульшового суглоба: варіант 1— ендопротезування без наявності перелому (контроль); варіант 2 — ендопротезування без засобів остеосинтезу уламків; варіант 3— ендопротезування з фіксацією фрагмента задньої стінки кульшової западини двома гвинтами; варіант 4— ендопротезування з фіксацією фрагмента задньої стінки кульшової западини двома гвинтами та накістковою пластиною. Результати. Остеосинтез фрагмента двома гвинтами дозволяє знизити рівень напружень на верхньому краю кульшової западини до рівня моделі з ендопротезуванням неушкодженої кульшової западини — 31,3 та 27,5 МПа на передній і задній частині відповідно. Напруження в середині медіальної стінки кульшової западини мають незначну тенденцію до зниження: 18,4 МПа — в середині, 4,5 та 4,8 МПа — вздовж ліній поперечного перелому та заднього краю відповідно. На кістковому фрагменті кульшової западини напруження знижуються до 1,9 МПа. Навколо гвинтів, що фіксують чашку ендопротеза, спостерігається значне зниження рівня напружень до 2,5 МПа навколо заднього гвинта та незначне зниження до 7,1 МПа навколо переднього, але на самих гвинтах рівень напружень падає практично вдвічі — до 35,6 МПа. Максимальний рівень напружень 209,0 МПа визначається на гвинтах, що фіксують фрагмент заднього краю. Використання накісткової пластини веде до зниження у її задній частині до 23,5 МПа та підвищення у передній до 35,3 МПа. У середній частині кульшової западини напруження знижується незначно та визначається на рівні 17,5 МПа. Вздовж ліній перелому зміни ще менш значні: 4,8 МПа вздовж лінії поперечного перелому западини та 4,3 МПа вздовж лінії перелому заднього краю. На рівень напружень на самому фрагменті наявність накісткової пластини не впливає. На гвинтах напруження зростають до 43,9 МПа. На гвинтах, що фіксують кістковий фрагмент, напруження визначаються на рівні 213,7 МПа, а на гвинтах, які фіксують накісткову пластину, — 41,6 МПа. Висновки. Наявність перелому кульшової западини призводить до підвищення рівня напружень практично в усіх контрольних точках моделі, за винятком кісткового фрагмента, порівняно з моделлю ендопротезування при неушкодженій кульшовій западині. Використання засобів остеосинтезу дозволяє знизити рівень напружень у кісткових елементах моделі, а також на гвинтах, які фіксують чашку ендопротеза. Гвинти, що фіксують кістковий фрагмент, зазнають найбільших напружень — вище ніж 200 МПа. Додатковий остеосинтез накістковою пластиною не має впливу на рівень напружень на цих гвинтах.

Ключові слова: кульшова западина; перелом; ендопротезування; остеосинтез

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

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

Для кореспонденції: Карпінський Михайло Юрійович, старший науковий співробітник лабораторії біомеханіки, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», вул. Пушкінська, 80, м. Харків, 61024, Україна; +380 (57) 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", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; phone +380 (057) 725-14-74; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com Full list of authors information is available at the end of the article.

Вступ

Переломи кульшової западини, незважаючи на весь сучасний арсенал засобів для їх остеосинтезу, в більшості випадків призводять до розвитку вторинних дегенеративних, інвалідизуючих змін кульшового суглоба [1].

Первинне ендопротезування кульшового суглоба в гострий період після травми має всі можливості запобігти подібним ускладненням, значно скоротити час лікування, відновити активність пацієнтів і отримати позитивні соціально-економічні наслідки. Що сумарно значно нівелює необхідність проведення складних, травматичних, етапних хірургічних втручань із непередбачуваними функціональними наслідками у подальшому [2].

Первинне ендопротезування за наявності перелому кульшової западини є складним та нетривіальним, потребує використання додаткових способів та засобів остеосинтезу для стабільного встановлення ацетабулярного компонента. Вибір компонентів ендопротеза та поєднання їх з додатковими засобами стабілізації кісткових фрагментів, на наш погляд, повинні здійснюватися не емпірично, а на науково обґрунтованих теоретичних засадах [3, 4].

Мета дослідження. Дослідити зміни величин напружень у моделі кульшового суглоба при його ендопротезуванні в умовах наявності перелому кульшової западини типу 62-В1.3 за класифікацією AO/ASIF з використанням сучасних варіантів остеосинтезу кісток таза.

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 тазового пояса людини зі стегновими кістками [5]. Зовнішній вигляд моделі наведено на рис. 1.

На базовій моделі було сформовано поперечний перелом кульшової западини з фрагментом заднього краю типу 62-B1.3 за класифікацією AO/ASIF. Моделювання виконували шляхом встановлення за лініями перелому прошарків із механічними властивостями кісткового регенерату (рис. 2).

Також моделювали 4 варіанти ендопротезування лівого кульшового суглоба при цьому типі перелому кульшової западини:

 варіант 1 — ендопротезування без наявності перелому (контроль); варіант 2 — ендопротезування без засобів остеосинтезу уламків;

 варіант 3 — ендопротезування з фіксацією фрагмента задньої стінки кульшової западини двома гвинтами;

 варіант 4 — ендопротезування з фіксацією фрагмента задньої стінки кульшової западини двома гвинтами та накістковою пластиною.

На рис. 3 наведені варіанти імплантації чашки ендопротеза кульшового суглоба й елементи остеосинтезу кульшової западини.

У нашому дослідженні матеріал вважався однорідним та ізотропним. Як кінцевий елемент був обраний 10-вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією. Усі матеріали, з яких складалися моделі, одержали відповідні механічні властивості, такі як модуль пружності Юнга та коефіцієнт Пуассона. Механічні властивості біологічних тканин було обрано згідно з літературою [6–9].

Також нами проаналізовано властивості металоконструкцій, що були обрані відповідно до даних технічної літератури за цим напрямком матеріалознавства [10]. Дані про механічні характеристики матеріалів, що було використано в моделюванні, наведені в табл. 1.

У процесі дослідження було змодельоване одноопорне стояння на лівій кінцівці. Для цього моделі навантажували вертикальною розподіленою силою величиною 540 H, що відповідало середній вазі людини без урахування ваги опорної кінцівки. Між великим вертлюгом лівої стегнової кістки та крилом здухвинної кістки було імітовано дію аддукторів стегна шляхом введення відповідних сил. Моделювали дію gluteusmedius (середній сідничний м'яз) силою 1150 H та gluteusminimus (малий сідничний м'яз) силою 50 H [11, 12]. У ділянці колінного суглоба на рівні виростків лівої стегнової кістки всі моделі мали жорстке закріплення. Схема навантаження моделей наведена на рис. 4.

Для порівняння змін напружено-деформованого стану різних варіантів моделей було вивчено величину механічних напружень у певних контрольних точках. Схему розташування точок, у яких проводили контроль величини напружень, наведено на рис. 5.

Нами було проведено дослідження напружено-деформованого стану моделей за допомогою методу скінченних елементів. Як критерій оцінки напруженого стану математичних моделей використовували напруження за Мізесом [10].

Таблиця 1	. Механічні характеристики	матеріалів. шо	були використані	v моделюванні
			•)	,

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, v
Кортикальна кістка	18 350	0,29
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящова тканина	10,5	0,49
Кістковий регенерат	1,00	0,45
Титан ВТ-16	1,1 • 10 ⁵	0,2



Рисунок 1. Базова скінченно-елементна модель: а — вигляд спереду; б — вигляд у сагітальній площині; в — вигляд ззаду



Рисунок 2. Модель перелому кульшової западини типу 62-В1.З за класифікацією AO/ASIF: а — вигляд спереду; б — вигляд ззаду



Рисунок З. Варіанти імплантації чашки ендопротеза кульшового суглоба: а — ендопротезування без наявності перелому; б — імплантація чашки без елементів остеосинтезу; в — остеосинтез фрагмента задньої стінки кульшової западини двома гвинтами; г — остеосинтез фрагмента задньої стінки кульшової западини двома гвинтами та накістковою пластиною



Рисунок 4.

Схема на-



Рисунок 5. Схема розташування контрольних точок: 1 — передньоверхня ділянка кульшової западини, 2 — задньоверхня ділянка кульшової западини, 3 — середина кульшової западини, 4 — зона поперечного перелому кульшової западини, 5 — зона перелому заднього краю кульшової западини, 6 — фраг-мент заднього краю, 7 — вхід передньоверхнього 1-го гвинта ендопротеза, 8 — вхід задньоверхнього 2-го гвинта ендопротеза, 9 - гвинти, 10 гвинти, що фіксують фрагмент заднього краю



Рисунок 6. Розподіл напружень навколо чашки ендопротеза у кісткових структурах моделі з неушкодженою кульшовою западиною: а — загальний вигляд; б — дно кульшової западини; в — фіксуючі елементи



Рисунок 7. Розподіл напружень навколо чашки ендопротеза у кісткових структурах моделі з переломом кульшової западини без елементів остеосинтезу: а — загальний вигляд; б — медіальна стінка кульшової западини; в — фіксуючі елементи



Рисунок 8. Розподіл напружень навколо чашки ендопротеза у кісткових структурах моделі з переломом кульшової западини з фіксацією фрагмента заднього краю двома гвинтами: а — загальний вигляд; б — медіальна стінка кульшової западини; в — фіксуючі елементи



Рисунок 9. Розподіл напружень навколо чашки ендопротеза у кісткових структурах моделі з переломом кульшової западини, остеосинтез накістковою пластиною з фіксацією кісткового фрагмента двома гвинтами: а — загальний вигляд; б — дно кульшової западини; в — фіксуючі елементи



Рисунок 10. Діаграма величин напружень у контрольних точках моделей кульшового суглоба при його ендопротезуванні в умовах наявності перелому кульшової западини типу 62-В1.3 за класифікацією AO/ASIF



Рисунок 11. Діаграма напружень у фіксуючих елементах моделей кульшового суглоба при його ендопротезуванні за умов наявності перелому кульшової западини типу 62-B1.3 за класифікацією AO/ASIF

Система автоматизованого проєктування SolidWorks була застосована саме для цього виду моделювання, а за допомогою програмного комплексу CosmosM були проведені розрахунки напружено-деформованого стану запропонованих моделей [13].

Результати

На першому етапі роботи нами було досліджено напружено-деформований стан моделі з ендопротезом кульшового суглоба та неушкодженою кульшовою западиною (варіант 1). Картину розподілу напружень у моделі наведено на рис. 6.

При ендопротезуванні кульшового суглоба з неушкодженою кульшовою западиною напруження максимальної величини 32,2 МПа визначаються в передньоверхній ділянці кульшової западини та 27,2 МПа у задньоверхній ділянці. У середині кульшової западини напруження визначаються в межах від 3,6 до 3,9 МПа. Найменший рівень напружень 1,6 МПа спостерігається навколо заднього фіксуючого гвинта. На самих фіксуючих гвинтах напруження сягають позначки 52,8 МПа.

Було цікаво розглянути, як впливає наявність перелому кульшової западини на розподіл напружень у моделі після ендопротезування. На рис. 7 наведено картину розподілу напружень у моделі (варіант 2).

При ендопротезуванні кульшового суглоба з переломом кульшової западини без додаткових елементів остеосинтезу уламків максимальний рівень напружень зберігається по верхньому краю западини, де вони сягають значень 34,5 та 25,1 МПа у передній та задній частині відповідно. Підвищується рівень напружень у центральній частині медіальної стінки кульшової западини до 19,3 МПа. Вздовж лінії поперечного перелому також спостерігається підвищення рівня напружень до 5,3 МПа, уздовж лінії перелому заднього краю западини — до 4,9 МПа. Але на самому фрагменті напруження знижуються до 3,0 МПа, що обумовлено відсутністю фіксації фрагмента. Навколо гвинтів, що фіксують чашку ендопротеза, величина напружень також зростає до 7,6 та 4,1 МПа навколо переднього та заднього гвинтів відповідно. На самих гвинтах напруження підвищуються незначно — до 56,9 МПа.

Було цікаво відзначити, що у випадку остеосинтезу фрагмента заднього краю западини двома гвинтами виникала картина розподілу напружень у моделі, яка наведена на рис. 8.

Таким чином, нами було доведено, що остеосинтез фрагмента двома гвинтами дозволяє знизити рівень напружень на верхньому краю кульшової западини до рівня моделі з ендопротезуванням неушкодженої кульшової западини — 31,3 та 27,5 МПа на передній та задній частині відповідно. Напруження в середині медіальної стінки кульшової западини мають незначну тенденцію до зниження: 18,4 МПа в середині, 4,5 та 4,8 МПа уздовж ліній поперечного перелому та заднього краю відповідно. На самому кістковому фрагменті кульшової западини напруження знижуються до 1,9 МПа, що можна вважати позитивним фактором для зрощення перелому. Навколо гвинтів, що фіксують чашку ендопротеза, спостерігається значне зниження рівня напружень до 2,5 МПа навколо заднього гвинта та незначне зниження до 7,1 МПа навколо переднього, але на самих гвинтах рівень напружень падає практично вдвічі — до 35,6 МПа. Максимальний же рівень напружень визначається на гвинтах, що фіксують фрагмент заднього краю, де вони сягають позначки 209,0 МПа.

Нами було зроблено припущення, що додатковий елемент остеосинтезу кульшової западини у вигляді накісткової пластини також змінює напружено-деформований стан моделі кульшового суглоба. Розглянути картину розподілу напружень в моделі дозволяє рис. 9.

Використання накісткової пластини для остеосинтезу кульшової западини веде до перерозподілу напружень в першу чергу у верхній частині западини, а саме до зниження в її задній частині до 23,5 МПа та підвищення в передній до 35,3 МПа. У середній частині кульшової западини напруження знижується незначно та визначається на рівні 17,5 МПа. Вздовж ліній перелому зміни ще менш суттєві — 4,8 МПа вздовж лінії поперечного перелому западини та 4,3 МПа вздовж лінії перелому заднього краю. На рівень напружень на самому фрагменті наявність накісткової пластини не впливає. Що стосується зон навколо гвинтів, які фіксують чашку ендопротеза, то слід відзначити невеличке підвищення напружень до 7,7 МПа на передньому гвинті, на задньому величина напружень залишається на рівні попередньої моделі — 2,5 МПа. На самих гвинтах напруження зростають порівняно з попередньою моделлю, але не досягають відмітки моделі з неушкодженою кульшовою западиною, зупиняючись на позначці 43,9 МПа. На гвинтах, що фіксують кістковий фрагмент, напруження визначаються на рівні 213,7 МПа, а на гвинтах, які фіксують накісткову пластину, — 41,6 МПа.

Дані про величини напружень у контрольних точках моделей кульшового суглоба при його ендопротезуванні в умовах перелому дна кульшової западини наведені у табл. 2.

Контрольні точки		Напруження, МПа			
N⁰	Ділянка	Варіант 1	Варіант 2	Варіант З	Варіант 4
1	Передньоверхня ділянка кульшової западини	32,2	34,5	31,3	35,3
2	Задньоверхня ділянка кульшової западини	27,2	25,1	27,5	23,5
3	Середина кульшової западини	3,6	19,3	18,4	17,5
4	Зона поперечного перелому кульшової западини	3,7	5,3	4,5	4,8
5	Зона перелому заднього краю	3,9	4,9	4,8	4,3
6	Фрагмент заднього краю	6,9	3	1,9	1,9
7	Вхід передньоверхнього гвинта	6,0	7,6	7,1	7,7
8	Вхід задньоверхнього гвинта	1,6	4,1	2,5	2,5
9	Гвинти, чашка	52,8	56,9	35,6	43,9
10	Гвинти, фрагмент			209,0	213,7
10	Гвинти, пластина				41,6

Таблиця 2. Величини напружень у контрольних точках моделей кульшового суглоба при його ендопротезуванні в умовах наявності перелому кульшової западини типу 62-В1.3 за класифікацією AO/ASIF

Для більш наочного порівняння величин напружень у контрольних точках на кісткових елементах моделей кульшового суглоба при його ендопротезуванні в умовах наявності перелому кульшової западини типу 62-B1.3 за класифікацією AO/ASIF була побудована діаграма, наведена на рис. 10.

З наведеної діаграми видно, що наявність перелому кульшової западини призводить до підвищення рівня напружень практично в усіх контрольних точках моделі, за винятком кісткового фрагмента. Найбільше зростання напружень відбувається в середині кульшової западини. Доволі наочно виглядає припущення, що використання засобів остеосинтезу дозволяє знизити рівень напружень у кісткових елементах моделі.

Діаграма, наведена на рис. 11, дозволяє здійснити наочне порівняння величин напружень у фіксуючих елементах моделей кульшового суглоба при його ендопротезуванні за умов наявності перелому кульшової западини типу 62-В1.3 за класифікацією AO/ASIF.

Ця діаграма наочно та вірогідно доводить той факт, що використання елементів остеосинтезу дозволяє знизити рівень напружень на гвинтах, що фіксують чашку ендопротеза. Наявність накісткової пластини практично не має впливу на величину напружень на гвинтах, які фіксують кістковий фрагмент.

Висновки

1. Наявність перелому кульшової западини призводить до підвищення рівня напружень практично в усіх контрольних точках моделі, за винятком кісткового фрагмента, порівняно з моделлю ендопротезування при неушкодженій кульшовій западині.

2. Використання засобів остеосинтезу дозволяє знизити рівень напружень у кісткових елементах моделі, а також на гвинтах, які фіксують чашку ендопротеза. 3. Гвинти, що фіксують кістковий фрагмент, зазнають найбільших напружень — вище ніж 200 МПа. Додатковий остеосинтез накістковою пластиною не має впливу на рівень напружень на цих гвинтах.

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

Список літератури

1. Жигун А.І. Наслідки переломів кульшової западини: прогнозування, діагностика, лікування (клініко-експериментальне дослідження): дис. ... д-ра мед. наук. Харків, 2010. 307 с.

2. Melhem E., Riouallon G., Habboubi K., et al. Epidemiology of pelvic and acetabular fractures in France. Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research. 2020. 106(5). 83-839. DOI: 10.1016/j.otsr.2019.11.019.

3. Nicol G.M., Sanders E.B., Kim P.R., et al. Outcome soft otalhiparthroplastyaf teracetabular open reduction and internal fixation in the elderly-acutevsdelayed to talhiparthroplasty. The Journal of Arthroplasty. 2021. 36(2). 605-11. DOI: 10.1016/j. arth.2020.08.022.

4. Вирва О.Є., Ватаманіца Д.Б. Аналіз результатів лікування пацієнтів із переломами кульшової западини. Ортопедія, травматологія та протезування. 2022. 1-2. DOI: http://dx.doi.org/10.15674/0030-598720221.

5. Бондаренко С.Є., Денисенко С.А., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Дослідження впливу чашок ендопротезів кульшових суглобів із пористого титану на розподіл напружень у кістковій тканині (математичне моделювання). Травма. 2021.22(3).28-37. DOI: 10.22141/1608-1706.3.22.2021.236320.

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

7. Васюк В.Л., Коваль О.А., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Математичне моделювання варіантів ос-
теосинтезу переломів дистального метаепіфіза великогомілкової кістки типу С1. Травма. 2019. 20(1). 37-46. DOI: 10.22141/1608-1706.1.20.2019.158666.

8. 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. 17(3). 23-24.

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

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

11. Tyazhelov O., Filipenko V., Yaresko O., Bondarenko S. Математична модель таза для розрахунку його напружено-деформованого стану. Ортопедия, травматология и протезирование. 2015. 25-33. https://doi. org/10.15674/0030-59872015125-33.

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

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

> Отримано/Received 01.11.2022 Рецензовано/Revised 09.11.2022 Прийнято до друку/Accepted 18.11.2022

Information about authors

Vyrva Oleg, MD, PhD, Professor, Head Doctor, 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 (57) 700-11-27; e-mail: dr.olegvyrva@gmail.com; https://orcid.org/0000-0003-0597-4472

Vatamanitsa Dmitro, PhD-student of the Department of Bone Oncology, 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 (57) 725-14-74; e-mail: dmitryvatamanica@gmail.com; https://orcid.org/0000-0002-0713-3303

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; phone +380 (57) 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; phone +380 (57) 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.

O.Ye. Vyrva, D.B. Vatamanitsa, 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

Acetabular fracture type 62-B1.3 (AO/ASIF). Stress-strain state of the endoprosthesis-pelvis system (part one)

Abstract. Background. Primary arthroplasty in the presence of an acetabular fracture requires the use of additional methods and means of osteosynthesis for stable installation of the acetabular component. The selection of endoprosthesis components and their combination with means for stabilization of bone fragments should be carried out on the basis of scientifically justified theoretical principles. Goal: to investigate the changes in stress values in the hip joint model during its arthroplasty for 62-B1.3 acetabular fracture according to the AO/ASIF classification using modern options for osteosynthesis of pelvic bones. Materials and methods. A finite-element model of a human pelvic girdle with femurs in a transverse acetabuluar fracture AO/ASIF type 62-B1.3 was developed. Four types of arthroplasties of the left hip joint were modeled: type 1 -without a fracture (controls); type 2 -without means for osteosynthesis of fragments; type 3 - with fixation of a fragment of the posterior acetabular wall using two screws; type 4 - with fixation of a fragment of the posterior acetabular wall using two screws and a bone plate. Results. Osteosynthesis of a fragment with two screws allows reducing the stress level on the upper edge of the acetabulum to that in the model of arthroplasty for the intact acetabulum - 31.3 and 27.5 MPa on the anterior and posterior parts, respectively. The stresses in the middle of the medial acetabular wall have a slight tendency to decrease: 18.4 MPa in the middle, 4.5 and 4.8 MPa - along the lines of the transverse fracture and the posterior edge, respectively. On the bone fragment of the acetabulum, the stresses decrease to 1.9 MPa. Around the screws

fixing the endoprosthesis cup, there is a significant decrease in the stress level to 2.5 MPa around the back screw, and a slight decrease to 7.1 MPa around the front screw, but on the screws themselves, the stress level drops practically by half - to 35.6 MPa. The maximum stress level of 209.0 MPa is determined on the screws fixing the fragment of the posterior edge. The use of a bone plate leads to a decrease in its posterior part to 23.5 MPa and an increase in the anterior part to 35.3 MPa. In the middle part of the acetabulum, the stress level decreases slightly, and is determined at the level of 17.5 MPa. Along the fracture lines, the changes are even less significant: 4.8 MPa along the line of the transverse fracture of the socket and 4.3 MPa – along the line of the posterior edge fracture. The presence of a bone plate does not affect the stress level on the fragment itself. The stresses on the screws increase to 43.9 MPa. On the screws that fix the bone fragment, the stress is determined at the level of 213.7 MPa, and on the screws that fix a bone plate -41.6 MPa. Conclusions. The presence of an acetabuluar fracture leads to an increase in the stress level in almost all control points of the model, except for the bone fragment, as compared to the arthroplasty model with an intact acetabulum. The use of osteosynthesis means allows reducing the stress level in the bone elements of the model, as well as on the screws that fix the cup of the endoprosthesis. The screws that fix the bone fragment will experience the greatest stresses, above 200 MPa. Additional osteosynthesis with a bone plate has no effect on the stress level in these screws. **Keywords:** acetabulum; fracture; arthroplasty; osteosynthesis

Original Researches



УДК 616-089.5-031.84:617.58

DOI: https://doi.org/10.22141/1608-1706.6.23.2022.921

Козловська І.Ю.

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

Градаційне дозування місцевого анестетика для проведення спінальної анестезії при ортопедо-травматологічних операціях на нижніх кінцівках

Резюме. Актуальність. Розробка чіткого алгоритму дозування місцевого анестетика при проведенні спінальної анестезії під час операцій на нижніх кінцівках є актуальним питанням, навіть після століття використання цього методу знеболювання. Мета дослідження: підвищити ефективність та безпеку спінальної анестезії під час оперативних втручань на нижніх кінцівках у пацієнтів ортопедичного та травматологічного профілю шляхом розробки алгоритму дозування місцевого анестетика. Матеріали та методи. Проведене дослідження ґрунтується на аналізі методик білатеральної спінальної анестезії у 75 хворих І-ІІ ступеня операційного ризику за ASA під час ортопедо-травматологічних операцій на нижніх кінцівках, розділених на 3 групи. Спінальна анестезія виконувалася спінальною формою 0,5% бупівакаїну, із розробленим нами алгоритмом дозування анестетика відповідно до зросту пацієнта у групі 3 та стандартним рекомендованим дозуванням у групі 1 (пацієнти низького зросту) і групі 2 (зріст пацієнтів > 180 см). Результати. При дослідженні показників гемодинаміки під час оперативного втручання було встановлено, що частота серцевих скорочень (ЧСС) у хворих до початку операції становила: в 1-й групі 73 ± 8 уд/хв, у 2-й групі 78 ± 6 уд/хв, у 3-й групі 79,32 ± 14,47 уд/хв. Через 30 хв після введення анестетика ЧСС становила: у 1-й групі 68 ± 5 уд/хв, у 2-й групі 79 ± 7 уд/хв, у 3-й групі 71,56 ± 14,14 уд/хв. Через 3 год після введення анестетика ЧСС становила: в 1-й групі 71 ± 9 уд/хв, у 2-й групі 84 ± 9 уд/хв, у 3-й групі 71,280 ± 9,002 уд/хв. Дані систолічного артеріального тиску (CAT) у хворих до початку операції були такі: у 1-й групі 139,6 ± 12,3 мм рт.ст., у 2-й групі 136,0 ± 9,6 мм рт.ст., у 3-й групі 138,40 ± 16,18 мм рт.ст. Протягом оперативного втручання показники артеріального тиску в 1-й групі становили: через 30 хв після введення анестетика — 113,0 ± 7,1 мм рт.ст., через 3 год після введення анестетика — 122 ± 14 мм рт.ст.; у 2-й групі ці показники були 138,0 ± 10,2 мм рт.ст. та 141,0 ± 12,5 мм рт.ст. відповідно; у 3-й групі вони становили 102,48 ± 13,47 мм рт.ст. і 118,2 ± 10,0 мм рт.ст. відповідно. Середня тривалість сенсорного блока у пацієнтів 1-ї групи становила 182,5 ± 17,2 хв, моторного блока — 130,0 ± 24,8 хв; у пацієнтів 2-ї групи сенсорний блок тривав 70,6 ± 13,1 хв, а моторний блок — 23,3 ± 6,7 хв; у пацієнтів 3-ї групи тривалість сенсорного блока становила 252,20 ± 74,32 хв, моторного блока — 198,2 ± 59,0 хв. Висновки: 1. Застосування малих доз гіпербаричного бупівакаїну не порушує гемодинамічних показників, але погіршує якість і зменшує тривалість анестезії у пацієнтів високого зросту. 2. Частота виникнення ускладнень під час проведення спінальної анестезії не зростає при збільшенні об'єму місцевого анестетика у пацієнтів високого зросту. 3. Підбір градаційної дози дозволяє більш прогнозовано та якісно застосовувати спінальну анестезію під час ортопедо-травматологічних операцій.

Ключові слова: спінальна анестезія; місцевий анестетик

Вступ

Спінальна анестезія є найпоширенішою методикою знеболювання оперативних втручань на нижніх кінцівках. На сучасному етапі розвитку медицини для її проведення використовують здебільшого амідні місцеві анестетики: лідокаїн, бупівакаїн, ропівакаїн, левобупівакаїн. Введення цих препаратів у субарахноїдальний простір викликає стійку температурну, моторну та сенсорну блокаду іннервації корінців спинного мозку, але також може призводити до низки серцево-судинних та

For correspondence: Iryna Kozlovska, assistant of the department of anesthesiology, intensive care and emergency medicine, Vinnytsia National Pyrogov memorial Medical University, Pyrogova st., 56, Vinnytsia, 21018, Ukraine; fax: +380 (432) 67-01-91, contact phone: +380 (98) 460-45-90; e-mail: yarina1705@gmail.com

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: Козловська Ірина Юріївна, асистент кафедри анестезіології, інтенсивної терапії та медицини невідкладних станів, Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова, вул. Пирогова, 56, м. Вінниця, 21018, Україна; факс: +380 (432) 67-01-91, контактний тел.: +380 (98) 460-45-90; е-mail: yarina1705@gmail.com

неврологічних побічних реакцій, що, як правило, нівелюються різноманітними удосконаленнями методики проведення спінальної анестезії та зниженням об'єму використаного місцевого анестетика. Проте останнє викликає зменшення кількості блокованих сегментів і тривалості анестезії, що в подальшому призведе до необхідності додаткового використання внутрішньовенного знеболювання та седації під час операції, а також наростання больового синдрому відразу після оперативного втручання.

На сьогодні існують різні схеми підбору дози гіпербаричного бупівакаїну для проведення спінальної анестезії. Так, є рекомендації дозувати анестетик залежно від місця оперативного втручання: 8-10 мг для операцій на нижньому поверсі черевної порожнини Th10; 12-20 мг для операцій на верхньому поверсі черевної порожнини Th4 [1, 2]. Інша методика визначення дози гіпербаричного бупівакаїну рекомендує масу тіла множити на коефіцієнт 0,12 мг/кг. Також є метод вимірювання окружності живота на 2 см від вище пупка сидячи, за базові показники приймають 100 см з дозою 10 мг. Після вимірювання визначають коефіцієнт зниження дози: якщо показник до 100 см, то коефіцієнт становить 1; якщо показник 100-110 см, то коефіцієнт буде 0,8; якщо показник більше ніж 110 см, то коефіцієнт 0,7. Отриманий коефіцієнт множиться на базовий показник 2,0 мл 0,5% гіпербаричного бупівакаїну [3]. Відомий також метод дозування анестетика за зростом пацієнта. За базовий показник приймають зріст 165 см з дозою анестетика 7,5 мг для досягнення рівня Th10; 9 мг для досягнення рівня Th8; 10,5 мг для досягнення рівня Th6. На кожні 15 см вище або нижче ніж 165 см відповідно додається або віднімається 1,5 мг анестетика [4].

У своєму дослідженні ми розробили власну схему дозування місцевого анестетика для забезпечення достатнього рівня знеболювання та тривалості анестезії, не підвищуючи ризиків розвитку ускладнень спінальної анестезії та розвитку побічних реакцій. Як основа для підбору дози використана зміна об'єму ліквору в дорослих залежно від зросту пацієнта, що було досліджено за допомогою проведення магнітно-резонансної томографії на здорових добровольцях John T. Sullivan, Sharon Grouper та ін. [5] і в дослідженні Young-Eun Jang, Joon-Hee Lee та ін. [6]. При цьому вплив індексу маси тіла, статі та віку на об'єм спинномозкової рідини заперечується Quinn H. Hogan, Robert Prost та ін. [7]. Дослідження на 77 добровольцях показали, що об'єм ліквору пацієнта прямо пропорційний зросту досліджуваного, а це, на нашу думку, може впливати на зниження концентрації анестетика у пацієнтів високого зросту.

У дослідженнях D. Enk [8] та M.G. Serpell [9] вивчалася залежність впливу швидкості введення анестетика на рівень розвитку анестезії і ефективність малої дози анестетика у поєднанні з низькою швидкістю введення. Однак інші дослідники (A. Casati [10]) заперечували ефективність повільного введення анестетика, але відзначали вплив об'єму анестетика на його концентрацію у лікворі пацієнта. Для профілактики розвитку ранніх ускладнень спінальної анестезії (артеріальна гіпотензія та брадикардія) більшість авторів рекомендують застосовувати селективну унілатеральну спінальну анестезію у поєднанні зі зменшеними дозами анестетика [11]. Але в разі необхідності використання білатерального блока та довготривалого оперативного втручання ці методики втрачають свою актуальність.

Мета дослідження: підвищити ефективність і безпеку спінальної анестезії під час оперативних втручань на нижніх кінцівках у пацієнтів ортопедичного та травматологічного профілю шляхом розробки удосконаленого алгоритму дозування місцевого анестетика.

Матеріали та методи

Проведене дослідження ґрунтується на аналізі методик білатеральної спінальної анестезії у 75 хворих І–ІІ ступеня операційного ризику за ASA під час ортопедотравматологічних операцій на нижніх кінцівках. У дослідження були включені пацієнти травматологічного відділення Науково-дослідного інституту реабілітації осіб з інвалідністю у м. Вінниці в період з 1 вересня 2019 року до 1 вересня 2022 року. Спінальна анестезія проводилася при наступних оперативних втручаннях: реампутація кукси; протезування кульшового суглоба; металоостеосинтез; артроскопія колінного суглоба; видалення хондроми колінного суглоба та корекція hallux valgus.

Критеріями включення у дослідження були:

Згода пацієнта на участь у дослідженні.

 Проведення спінальної анестезії під час хірургічного втручання.

— Вік пацієнта від 18 до 69 років.

— Анестезіологічний ризик за ASA I–II ступеня.

Критеріями невключення до групи дослідження були:

 Проведення оперативних втручань у хворих з ішемією та некрозом тканин нижніх кінцівок.

 Наявність супутньої патології в стадії декомпенсації (ризик за ASA III та більше).

Вік старше ніж 70 років.

 Відсутність згоди пацієнта на включення у дослідження.

— Наявність надмірного ожиріння та вагітності.

Всі пацієнти були поділені на 3 групи дослідження.

У групі 1 пацієнтам зі зростом менше ніж 160 см була проведена білатеральна спінальна анестезія з уведенням у субарахноїдальний простір 0,5% гіпербаричного бупівакаїну в дозі 10 мг. До групи увійшло 23 хворі (19 жінок та 4 чоловіки). Середній вік пацієнтів становив 41 ± 13 р. Індекс маси тіла у групі становив 27,00 ± 6,12. Середня тривалість оперативного втручання була 119,39 ± 61,02 хв.

У групі 2 пацієнтам зі зростом більше ніж 180 см була проведена білатеральна спінальна анестезія з уведенням в субарахноїдальний простір 0,5% гіпербаричного бупівакаїну в дозі 10 мг. До групи увійшло 27 хворих (5 жінок та 22 чоловіки). Середній вік пацієнтів становив 37 \pm 11 р. Індекс маси тіла у групі становив 25,00 \pm 5,37. Середня тривалість оперативного втручання була 129,53 \pm 72,10 хв.

У групі 3 проводилася білатеральна спінальна анестезія з дозою анестетика, розрахованою відповідно до зросту пацієнта. До групи увійшло 25 хворих (18 чоловіків та 7 жінок). Середній вік пацієнтів становив 43 ± 16 р. Індекс маси тіла у групі становив 29,00 ± \pm 7,21. Середня тривалість оперативного втручання була 126,44 ± 67,05 хв. Доза анестетика, використана для 3-ї групи, наведена у табл. 1.

У всіх групах субарахноїдальна анестезія проводилася розчином 0,5% гіпербаричного бупівакаїну. Для пункції використовували спінальні голки типу Квінке, калібру 25G. Спінальна анестезія виконувалася пацієнту лежачи в боковому положенні серединним доступом. Пункцію субарахноїдального простору проводили на рівні L3–L4. Потрапляння голки підтверджувалося вільним витіканням ліквору, після чого вводили анестетик за 60 секунд у дозі, визначеній залежно від зросту пацієнта. Відразу після введення місцевого анестетика пацієнта повертали на спину в горизонтальне положення на 15 хвилин.

Під час дослідження виконано оцінку дозозалежності використаного місцевого анестетика — його впливу на тривалість моторного та сенсорного блока, рівень виникнення сенсорного блока за сенсорними дерматомами, потребу в опіатах, симпатоміметиках і М-холіноблокаторах, об'єм інфузійної терапії, частоту виникнення побічних реакцій та ускладнень. Для оцінки сенсорного блока використовували тест pin prick (відсутність больової чутливості шкіри при подразненні кінчиком голки) за сенсорними дерматомами. Моторну блокаду визначали за шкалою Ф.Р. Бромейджа: 0 — вільні рухи у кульшовому, колінному та гомілковостопному суглобах; 1 — наявність рухів у колінному та гомілковостопному суглобах; 2 — вільний рух лише у гомілковостопному суглобі; 3 — відсутність рухів у всіх суглобах нижніх кінцівок. Рівень післяопераційного болю визначали за 10-бальною ВАШ, у якій 0 балів — відсутність болю, 10 балів — нестерпний біль.

Для визначення частоти серцево-судинних ускладнень проводили вимірювання систолічного артеріального тиску (САТ) та частоти серцевих скорочень (ЧСС). Вимірювання показників здійснювалося за

Таблиця 1. Доза анестетика, використана
для проведення білатеральної спінальної
анестезії

Зріст пацієнта, см	Доза 0,5% гіпербаричного бупівакаїну, мг (мл)
≤ 149	10 (2)
Від 150 до 159	12,5 (2,5)
Від 160 до 169	15 (3)
Від 170 до 179	17,5 (3,5)
≥ 180	20 (4)

допомогою моніторинга пацієнта до оперативного втручання, через 5, 30 хв, 1, 2, 3, 5, 7 і 9 год. Лабораторні методи діагностики застосовувалися з метою визначення зміни основного метаболізму й гормонального фону при виникненні больового синдрому у пацієнтів та впливу дози місцевого анестетика на швидкість і рівень зміни цих показників. Визначали глюкозу крові, лактат крові та кортизол крові, дослідження яких проводилося за стандартною методикою до оперативного втручання, через 3, 5 і 7 год після початку анестезії.

Результати та обговорення

При дослідженні показників гемодинаміки під час оперативного втручання було встановлено, що ЧСС у хворих до початку операції становила: в 1-й групі 73 ± ± 8 уд/хв, у 2-й групі 78 ± 6 уд/хв, у 3-й групі 79,32 ± ± 14,47 уд/хв. Через 30 хв після введення анестетика ЧСС становила: у 1-й групі 68 ± 5 уд/хв, у 2-й групі 79 ± 7 уд/хв, у 3-й групі 71,56 ± 14,14 уд/хв. Через 3 год після введення анестетика ЧСС становила: в 1-й групі 71 ± 9 уд/хв, у 2-й групі 84 ± 9 уд/хв, у 3-й групі 71,280 ± ± 9,002 уд/хв. Порівнюючи показники ЧСС у 2-й групі дослідження, побачили, що вони не відрізняються від початкових. У пацієнтів 1-ї та 3-ї груп відмічалося зниження ЧСС на 30-й хвилині з поступовим подальшим підвищенням до вихідного рівня.

Дані систолічного артеріального тиску (САТ) у хворих до початку операції були такі: у 1-й групі 139,6 \pm 12,3 мм рт.ст., у 2-й групі 136,0 \pm 9,6 мм рт.ст., у 3-й групі 138,40 \pm 16,18 мм рт.ст. Протягом оперативного втручання показники артеріального тиску в 1-й групі становили: через 30 хв після введення анестетика —

Таблиця 2. Рівень розвитку сенсорної блокади при проведенні спінальної анестезії, осіб (%)

Рівень блокади	Група 1	Група 2,	Група З
Th6	0 (0)	0 (0)	1 (4)
Th8 5 (21,7)		1 (3,7)	8 (32)
Th10	7 (30,5)	6 (22,2)	10 (40)
Th12	8 (34,8)	9 (33,3)	5 (20)
L1	3 (13)	11 (40,8)	1 (4)
Разом	23 (100)	27 (100)	25 (100)

113,0 ± 7,1 мм рт.ст., через 3 год після введення анестетика — 122 ± 14 мм рт.ст.; у 2-й групі ці показники були 138,0 ± 10,2 мм рт.ст. та 141,0 ± 12,5 мм рт.ст. відповідно; у 3-й групі вони становили 102,48 ± 13,47 мм рт.ст. і 118,2 ± 10,0 мм рт.ст. відповідно. При оцінці показників артеріального тиску відмічалося зниження рівня САТ на 30-й хвилині після початку спінальної анестезії у 1-й та 3-й групах з подальшим поступовим підвищенням під час анестезії до 3-ї години. У 2-й групі зниження САТ не спостерігалося.

На 10-й хвилині перебігу спінальної анестезії проводилась оцінка розвитку сенсорної блокади за сенсорними дерматомами, визначена за допомогою тесту ріп ргіск. У табл. 2 наведено рівень розвитку блокади у 3 групах. При порівнянні відзначили, що в 1-й групі найчастіше рівень сенсорної блокади сягав Th12 (34,8 %), у 2-й групі — L1 (40,8 %), а в 3-й — Th10 (40 %).

Середня тривалість сенсорного блока у пацієнтів 1-ї групи становила 182,5 ± 17,2 хв, моторного блока — 130,0 ± 24,8 хв; у пацієнтів 2-ї групи сенсорний блок тривав 70,6 ± 13,1 хв, а моторний блок — 23,3 ± 6,7 хв; у пацієнтів 3-ї групи тривалість сенсорного блока становила 252,20 ± 74,32 хв, моторного блока — 198,2 ± ± 59,0 хв.

У дослідженні Ali Bestemi Керексі та ін. [12] було визначено, що рівень сенсорного блока відповідав: Th10 — у 46,6 % пацієнтів; Th8 та Th12 — у 26,7 % пацієнтів; при використанні 3 мл 0,5% розчину бупівакаїну хеві — у всіх пацієнтів. В іншому дослідженні Barbara Lisowska, Tomasz Wiśniewski [13] на 10-й хвилині після введення 19,7 мг маркаїну хеві у 38,9 % пацієнтів, включених у дослідження, рівень сенсорної блокади сягав Th10; у 27,8 % — Th8; у 8,9 % — Th12.

Якщо тривалість операції перевищувала тривалість сенсорного блока, додатково для знеболювання ми використовували наркотичний анальгетик — фентаніл 0,005% розчин внутрішньовенно. Найбільша доза застосування була у 2-й групі — 7,8 ± 0,4 мл; у 1-й групі доза становила 0,46 ± 0,05 мл; об'єм застосування фентанілу у 3-й групі був 0,24 ± 0,01 мл.

З лабораторних показників глюкози, лактату та кортизолу у 3 групах до операції вірогідних відмінностей не було. У 1-й групі спостерігалося значне зростання цих показників на 5-й годині після введення анестетика: рівень глюкози становив 5,73 ± 1,60 ммоль/л, лактату — 5,67 \pm 1,30 ммоль/л, кортизолу — 14,64 \pm ± 2,70 мкг/дл. У 2-й групі найбільше зростання лабораторних показників спостерігалося на 3-й годині після введення анестетика: показник глюкози становив 6,58 ± 1,90 ммоль/л, лактату — 6,71 ± 1,70 ммоль/л, кортизолу — 16,49 ± 2,30 мкг/дл. У 3-й групі максимальне зростання цих показників відмічалося на 5-й годині після введення анестетика, коли рівень глюкози становив 5,22 \pm 0,30 ммоль/л, лактату — 5,0 \pm ± 1,2 ммоль/л, кортизолу — 13,88 ± 1,90 мкг/дл. При порівнянні відзначили, що наростання лабораторних показників було найменшим у 3-й групі, а найбільшим у 2-й групі дослідження.

Результати лабораторних показників свідчили про підвищення рівня глюкози, лактату та кортизолу при розвитку больового синдрому під час оперативного втручання чи після нього, що відповідало результатам проведеного дослідження Snezana B. Milosavljevic, Aleksandar P. Pavlovic та співавторів [14].

При виникненні періопераційної гіпотонії та брадикардії використовувалися додаткові медикаменти для стабілізації стану хворого. Так, при зниженні САТ менше ніж 80 мм рт.ст. додатково використовували введення симпатоміметика — мезатону (Phenylephrine). Об'єм його застосування у 3-й групі становив 0,092 \pm \pm 0,016 мл, в інших групах показання до використання препарату не було.

При розвитку брадикардії (ЧСС < 50 уд/хв) використовували внутрішньовенне введення атропіну сульфату (Аtropine). Об'єм застосування його у 3-й групі становив 0,160 \pm 0,031 мл, в інших групах дослідження показання до використання препарату не було. За літературними даними, частота гіпотензії та брадикардії під час проведення спінальної анестезії не зростає зі збільшенням дози анестетика у пацієнтів вищого зросту порівняно зі стандартною дозою анестетика [15].

Інфузійна терапія проведена під час оперативного втручання з метою заміщення ОЦК для відновлення співвідношення з об'ємом судинного русла у дозі 20 мл/кг маси тіла зі збільшенням об'єму до 30—40 мл/кг при розвитку вираженої гіпотонії. Об'єм інфузії кристалоїдів під час знеболювання у 3-й групі становив 2042,0 ± 63,9 мл; у 1-й групі — 1634,0 ± 47,3 мл; у 2-й групі — 1195,0 ± 29,3 мл.

Жодного випадку проявів «високого блока» у пацієнтів 3 груп не було.

Статистичну обробку даних проводили з використанням методів варіаційної та описової статистики за допомогою стандартного пакета статистичного розрахунку Statistica 12.5 на персональному комп'ютері. Для порівняння контрольних величин з даними, отриманими під час дослідження, застосовували зворотний розподіл Стьюдента (Р). При всіх порівняннях розбіжності в отриманих результатах були вірогідними, оскільки P < 0,05.

Висновки

1. Застосування малих доз гіпербаричного бупівакаїну не порушує гемодинамічних показників, але погіршує якість і зменшує тривалість анестезії у пацієнтів високого зросту.

2. Частота виникнення ускладнень під час проведення спінальної анестезії не зростає при збільшенні об'єму місцевого анестетика у пацієнтів високого зросту.

3. Підбір градаційної дози дозволяє більш прогнозовано та якісно застосовувати спінальну анестезію під час ортопедо-травматологічних операцій.

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

Список літератури

1. Хвисюк О.М., Фесенко В.С., Завеля М.І., Хвисюк О.М. Анестезія в ортопедії та травматології: навчальний посібник. Х.: Прапор, 2006. 416 с.

2. Миллер Р. Анестезия Рональда Миллера. 7-е изд. В 2 т. 2015. 3377 с.

3. Галушко О.А., Шлапак І.П. Спосіб визначення дози місцевого анестетика при спинномозковій анестезії. Патент на корисну модель. Бюл № 1, 2005.

4. Глумчер Ф.С., Трещинский А.И. Руководство по анестезиологии: Учебное пособие. Киев: Медицина, 2008. 608 с.

5. John T. Sullivan, Sharon Grouper, Matthew T. Walker, Todd B. Parrish, Robert J. McCarthy, Cynthia A. Wong. Lumbosacral cerebrospinal fluid volume in humans using three-dimensional magnetic resonance imaging. Anesth. Analg. 2006 Nov. 103(5). 1306-10. DOI: 10.1213/01.ane.0000240886.55044.47.

6. Young-Eun Jang, Joon-Hee Lee, Yun-Seok Seo, Hee-Chul Yoon, Hyun-Sung Lee et al. Lumbosacral and thoracolumbosacral cerebrospinal fluid volume changes in neonates, infants, children, and adolescents: A retrospective magnetic resonance imaging study. American Journal of Neuroradiology. May 2017. 38(5). 1061-1067. DOI: https://doi.org/10.3174/ajnr.A5134.

7. Quinn H. Hogan, Robert Prost, Alexander Kulier, Mary Lou Taylor, Spencer Liu, Leighton Mark. Magnetic Resonance Imaging of Cerebrospinal Fluid Volume and the Influence of Body Habitus and Abdominal Pressure. Anesthesiology. June 1996. Vol. 84. 1341-1349. DOI: https://doi.org/10.1097/00000542-199606000-00010.

8. Enk D., Prien T., Van Aken H., Mertes N. Success rate of unilateral spinal anesthesia is dependent on injection flow. Reg. Anesth. Pain Med. 2001. Vol. 26. № 5. P. 420-427.

9. Serpell M.G., Gray W.M. Flow dynamics through spinal needles. Anaesthesia. 1997. Vol. 52. № 3. P. 229-236.

10. Casati A., Moizo E., Marchetti C., Vinciguerra F. Prospective, randomized, double-blind comparison of unilateral spinal anesthesia with hyperbaric bupivacaine, ropivacaine, or levobupivacaine for inguinal herniorrhaphy. Anesth. Analg. 2004. Vol. 99. N_{2} 5. P. 1387-1392.

11. Casati A., Fanelli G., Cappelleri G., Borghi B. Low dose hyperbaric bupivacaine for unilateral spinal anaesthesia. Can. J. Anaesth. 1998. Vol. 45. № 9. P. 850-854.

12. Ali Bestemi Kepekci, Hatice Pınar Yavasca, Hayrettin Daskaya, Volkan İnal. The Levels and Duration of Sensory and Motor Blockades of Spinal Anesthesia in Obese Patients That Underwent Urological Operations in the Lithotomy Position. BioMed Research International. Vol. 2015 (Article ID 453939); https://doi.org/10.1155/2015/453939.

13. Barbara Lisowska, Tomasz Wiśniewski, Małgorzata Olszewska, Barbara Małdyk, Renata Ćwiek, Iwona Słowińska, Paweł Małdyk. Znieczulenie podpajęczynówkowe — ocena porównawcza dwóch preparatów bupiwakainy, czy to samo to znaczy identyczne, czy tylko podobne? Anestezjologia i Ratownictwo. 2011. 5. 28-39.

14. Snezana B. Milosavljevic, Aleksandar P. Pavlovic, Sladjana V. Trpkovic, Aleksandra N. Ilić, Ana D. Sekulic. Influence of Spinal and General Anesthesia on the Metabolic, Hormonal, and Hemodynamic Response in Elective Surgical Patients. Med. Sci. Monit. 2014. 20. 1833-1840. DOI: 10.12659/MSM.890981.

15. Thitima Chinachoti, Thara Tritrakarn. Prospective Study of Hypotension and Bradycardia during Spinal Anesthesia with Bupivacaine: Incidence and Risk Factors, Part Two. J. Med. Assoc. Thai. Vol. 90. № 3. 2007. P. 492-501.

Отримано/Received 02.11.2022 Рецензовано/Revised 10.11.2022 Прийнято до друку/Accepted 19.11.2022 ■

Information about authors

Iryna Kozlovska, assistant of the department of anesthesiology, intensive care and emergency medicine, Vinnytsia National Pyrogov memorial Medical University, Pyrogova st., 56, Vinnytsia, 21018, Ukraine; fax: +380 (432) 67-01-91; contact phone: +380 (98) 460-45-90; e-mail: yarina1705@gmail.com

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.

I.Yu. Kozlovska

National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine

Graded dosing of local anesthetic for spinal anesthesia during orthopedic and traumatological operations on the lower extremities

Abstract. Background. The development of a clear dosage algorithm for local anesthetics in spinal anesthesia during surgeries on the lower extremities is an urgent issue, even after a century of using this method of analgesia. The aim of our study is to improve the efficiency and safety of spinal anesthesia during lower extremity surgery in orthopedic and trauma patients by developing a local anesthetic dosage algorithm. Materials and methods. The conducted study is based on the analysis of the methods for bilateral spinal anesthesia in 75 patients with ASA class I-II during orthopedic and traumatological operations on the lower extremities who were divided into 3 groups. Spinal anesthesia was performed with 0.5% bupivacaine using the anesthetic dosage algorithm developed by us depending on the height of patients in group 3 and on the standard recommended dosage in groups 1 (patients with short stature) and 2 (patients' height > 180 cm). *Results.* The study of hemodynamic indicators during surgery revealed that heart rate of patients in group 1 before the operation was 73 ± 8 beats/min; in group 2, 78 ± 6 beats/min; in group 3, 79.32 ± 14.47 beats/min. Thirty minutes after the injection of an anesthetic, the heart rate in group 1 was 68 ± 5 beats/min, 3 hours after, 71 ± 9 beats/min. In group 2, these parameters were

79 \pm 7 and 84 \pm 9 beats/min, respectively; in group 3 - 71.56 \pm \pm 14.14 and 71.280 \pm 9.002 beats/min. Systolic blood pressure before the start of the operation was 139.6 \pm 12.3 mmHg in group 1; 136.0 \pm \pm 9.6 mmHg in group 2; 138.40 \pm 16.18 mmHg in group 3. During the surgical intervention, blood pressure 30 minutes after the introduction of an anesthetic in group 1 was 113.0 ± 7.1 mmHg, 3 hours after, 122 ± 14 mmHg; in group 2, these parameters were $138.0 \pm$ \pm 10.2 and 141.0 \pm 12.5 mmHg, respectively; in group 3 - 102.48 \pm \pm 13.47 and 118.2 \pm 10.0 mmHg. The average duration of the sensory block in patients of group 1 was 182.5 ± 17.2 min, of the motor block, 130.0 ± 24.8 min, in group 2, 70.6 ± 13.1 and 23.3 ± 6.7 min, respectively, and in group 3, 252.20 ± 74.32 and 198.2 ± 59.0 min. Conclusions. 1. The use of small doses of hyperbaric bupivacaine does not affect hemodynamic parameters, but reduces the quality and duration of anesthesia in tall patients. 2. The frequency of complications during spinal anesthesia does not increase with an increase in the volume of local anesthetic in tall patients. 3. Selection of graded dosing allows for more predictable and qualitative application of spinal anesthesia during orthopedic and traumatological operations. Keywords: spinal anesthesia; local anesthetic

Оригінальні дослідження

Original Researches



УДК 616.727.2-06-089.844

DOI: https://doi.org/10.22141/1608-1706.6.23.2022.922

Півень Ю.М., Ляховський В.І. Полтавський державний медичний університет, м. Полтава, Україна

Вибір методу хірургічного лікування при багатофрагментарних переломах з урахуванням порушення кровозабезпечення проксимального відділу плечової кістки

Резюме. У статті викладено аналіз результатів лікування багатофрагментарних переломів проксимального відділу плечової кістки у 65 хворих, які розділені на 3 групи: 1-ша — 33 травмовані, оперовані з використанням LCP + трансосальний остеосинтез; 2-га — 11 пацієнтів, яким проведене протезування; 3-тя (контрольна) — 21 пацієнт, остеосинтез лише з використанням LCP. З урахуванням ступеня пошкодження кісткової структури, кровозабезпечення ураженого сегмента в передопераційній підготовці рекомендовано вибирати метод хірургічного втручання — остеосинтез лише з використанням LCP, комбінований остеосинтез (трансосальний + LCP) або ендопротезування (анатомічне чи реверсивне). Комплексний підхід до лікування цієї групи травмованих дає можливість поліпшити результати лікування хворих, запобігти розвитку аваскулярного некрозу головки плечової кістки, відновити об'єм рухів у плечовому суглобі, зменшити розвиток посттравматичного артрозу плечового суглоба, зменшити строки непрацездатності пацієнтів, знизити відсоток їх інвалідності.

Ключові слова: проксимальний відділ плеча, багатофрагментарний перелом, кровозабезпечення, хірургічне лікування, результат

Умовні скорочення: МРТ — магнітно-резонансна томографія; МСКТ — мультиспіральна комп'ютерна томографія; УЗД — ультразвукове дослідження; LCP (locking compression plate) — пластина з блокуючими та компресуючими отворами.

Вступ

Міць проксимального відділу плеча, багатовекторність рухів у плечовому суглобі від стрімкого до надзвичайно точного є складовими нормального функціонування верхньої кінцівки. Соціальне, побутове життя людини, її продуктивність, її праця прямо пропорційно залежать від повноцінного безболісного об'єму рухів у плечовому суглобі.

Лікування багатофрагментарних переломів та переломовивихів проксимального відділу плечової кістки, які відносять до внутрішньосуглобових, становить одну з головних проблем для ортопеда-травматолога. Діагностика ушкодження сегмента (на жаль, на сьогодні в більшості випадків вона обмежується лише рентгенографією (рис. 1)), аналіз його кровозабезпечення (яке зовсім не досліджується) після перелому, коморбідних станів пацієнта, його вимоги до функціонування кінцівки в доопераційному періоді, час між отриманням травми та застосуванням правильно вибраного методу остеосинтезу — все це є основними складовими для отримання найкращих результатів у віддаленому післяопераційному періоді.

Багатофакторний аналіз перелому (анатомія, біомеханіка, співвідношення в проксимальному відділі плеча, необхідність відновлення пошкодження сухожильно-капсульного апарату, технічні навики ортопеда-травматолога) при визначенні методу оперативного втручання стає точкою вибору: стандартний остеосинтез з використанням лише LCP, комбінований (трансосальний остеосинтез + LCP) чи ендопротезування

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: Півень Юрій Миколайович, к.м.н., асистент, Полтавський державний медичний університет, м. Полтава, вул. Шевченка, 23, 36011, Україна; e-mail: yuriypiven@ukr.net; контактний тел.: +380 (532) 676 284; моб. тел. +380 (50) 304 44 68

For correspondence: Iu.M. Piven, PhD, Assistant, Poltava State Medical University, Poltava, Shevchenko st., 23, 36011, Ukraine; e-mail: yuriypiven@ukr.net; contact phone: +380 (532) 676 284; mob. phone: +380 (50) 304 44 68

(анатомічне чи реверсивне)? Усе це далеко не кожний спеціаліст може провести при лікуванні хворих з цим типом переломів. Звідси і випливає такий високий відсоток негативних результатів у віддаленому післяопераційному періоді.

Актуальність

Від 13 до 16 % від усіх переломів проксимальної частини плечової кістки становлять багатофрагментарні переломи та переломовивихи, із них 30 % — у пацієнтів працездатного віку [9]. Пацієнти з чотирифрагментарними переломами, особливо з чотирифрагментарними переломовивихами, становлять найбільшу групу хворих із негативними результатами лікування методом стандартного остеосинтезу (з використанням лише LCP).

Ушкодження фрагментами огинаючої артерії та її інтраосальних анастомозів призводить до розвитку аваскулярного некрозу (від 21 % випадків при чотирифрагментарних переломах до 75 % — при чотирифрагментарних переломовивихах проксимального відділу плечової кістки) [5, 8]. Наслідком недооцінки цього типу ушкодження в передопераційній підготовці пацієнта стає розвиток у віддаленому післяопераційному періоді деформацій проксимального відділу плечової кістки, порушення рухів у плечовому суглобі з вираженим больовим синдромом, що змінює стиль життя пацієнта, призводить до його непрацездатності та інвалідності. Вищенаведене справляє значний негативний вплив на якість життя хворого, а також унеможливлює його функціонування як повноцінної частини суспільства.

Значна кількість досліджень і їх результатів з лікування цієї категорії переломів обмежується лише відновленням кісткової структури і не дає конкретної відповіді у виборі методу оперативного втручання: реконструктивного остеосинтезу [1–4, 10] чи ендопротезування [7, 9]. Значна кількість методів остеосинтезу із використанням різних типів фіксаторів має як свої переваги, так і недоліки. Жоден із них не може бути використаний самостійно як універсальний протокол лікування цього типу переломів.

Ендопротезування (анатомічне чи реверсивне) обирається індивідуально, з огляду на вік пацієнта, стан його скелета та сухожильно-капсульного апарату. Проте в подальшому хворі потребують репротезування, що також не робить цей метод превалюючим.

Мета роботи. Поліпшення результатів лікування хворих із багатофрагментарними переломами проксимального відділу плечової кістки шляхом вдосконалення стандартів передопераційної діагностики ступеня ураження сегмента, особливо кровозабезпечення головки плечової кістки, з метою оцінки розвитку можливих післяопераційних ускладнень. Цим самим запобігти розвитку аваскулярного некрозу головки плечової кістки, відновити об'єм рухів у плечовому суглобі, зменшити розвиток посттравматичного артрозу плечового суглоба, зменшити строки непрацездатності пацієнтів, знизити відсоток їх інвалідності.

Матеріали та методи

Проведено аналіз доопераційної підготовки, методу остеосинтезу, ранніх (1 місяць) та відділених (2 роки) результатів лікування 65 пацієнтів з багатофрагментарним переломом проксимального відділу плечової кістки (51 хворий з чотирифрагментарним переломом, 14 хворих з чотирифрагментарним переломовивихом) починаючи з 2008 року і до сьогодні. У всіх пацієнтів був діастаз між уламками більше ніж 1 см, ротаційний компонент більше ніж 45°. Пошкодження ротаційної манжети плеча виявлено доопераційно (УЗД, у деяких випадках МРТ (рис. 2) плечового суглоба) та підтверджено інтраопераційно у 90 % випадків.



Рисунок 1



Рисунок 2

Вік пацієнтів від 39 до 84 років (середній вік 61,5 року). Чоловіків було 28, жінок — 37.

Під час передопераційної підготовки проводили комп'ютерну томографію з 3D-реконструкцією та в деяких пацієнтів з ангіографією (рис. 3) для отримання повного уявлення щодо розташування уламків та прогнозування можливого розвитку аваскулярного некрозу головки плечової кістки.

Хворі розділені на 3 групи: 1-ша — оперовані з використанням LCP + трансосальний остеосинтез; 2-га проведено протезування; 3-тя (контрольна) — остеосинтез лише з використанням LCP.

Доступ до проксимального відділу плеча стандартний дельтопекторальний або передньолатеральний (трансдельтоїдний, якому віддаємо перевагу).

1-ша група. 33 пацієнти оперовані за авторським 2-етапним методом остеосинтезу [4]: 1-й етап — відновлення конгруентності суглобових поверхонь; досягнення динамічної стабільності проксимального відділу плеча шляхом трансосальної фіксації уламків: головка плечової кістки — великий горбик — малий горбик діафіз плечової кістки та відновлення цілісності сухожильно-капсульного апарату плечового суглоба, його реінсерція, ушивання дефектів з використанням якірних фіксаторів (**еластична фіксація**); 2-й — накістковий остеосинтез LCP (**жорстка фіксація**) (рис. 4).

2-га група. 11 хворих, яким виконано ендопротезування плечового суглоба. Оскільки всі постраждалі були старшої вікової групи і мали проблему із пошкодженням ротаційної манжети плеча, ми використовували ендопротез із реверсивним типом фіксації (рис. 5).

3-тя група (контрольна). 21 хворий із багатофрагментарними переломами, оперований лише загальноприйнятим методом накісткового остеосинтезу з використанням LCP (рис. 6).

Рану ушивали пошарово з активним дренуванням. Фіксація кінцівки м'якою пов'язкою з аксіальною кутовою 15° вставкою.

З першого дня після операції пацієнт розпочинав лікувальні фізичні вправи, спрямовані на збереження пасивних рухів у плечовому суглобі, а також збереження активних рухів у ліктьовому та кистьовому суглобах.

Термін спостереження результатів лікування — від 1 місяця до 2 років. Шкала Constant-Murley використана в післяопераційному періоді для оцінки відновлення функції верхньої кінцівки [6].



Рисунок 3



Рисунок 4



Рисунок 5

Результати та їх обговорення

Результати лікування наведені в табл. 1.

Найкращі результати (відмінні та добрі) отримані у пацієнтів із протезуванням.

Добрі результати показала група із застосуванням комбінованого остеосинтезу. У хворих з відмінними та добрими результатами, у яких використовували комбіновану техніку, результати схожі із ендопротезуванням. Проте слід зазначити, що відновлення функції в плечовому суглобі у хворих, яким проведено протезування, відбувалося значно швидше, ніж при остеосинтезі, і лише через 6 місяців після операції результати вирівнюються, а до року стають ідентичними.

До негативних результатів цієї групи віднесені: розвиток аваскулярного некрозу головки плечової кістки (рис. 7); остеолізис фрагментів; нагноєння гематоми; міграція металофіксаторів.

Ми вважаємо, що для запобігання розвитку аваскулярного некрозу головки плечової кістки у пацієнтів з багатофрагментарними переломами проксимального відділу плечової кістки в післяопераційному періоді необхідно враховувати: а) строки оперативного втру-



Рисунок 6

Результат	1-ша група (комбінований остеосинтез: LCP + трансосальний остеосинтез)	2-га група (протезування)	З-тя група, контрольна (накістковий остеосинтез)	Загалом
Відмінно 6		4	1	11
Добре 12		7	5	24
Задовільно 7		_	9	16
Незадовільно 8		_	6	14
Загалом	33	11	21	65

Таблиця 1. Результати лікування

чання після отримання травми, оскільки відбувається склерозування як огинаючої артерії, так і її інтраосальних гілок — чим пізніше оперований хворий, тим імовірніший розвиток некрозу; б) максимально можливе анатомічне відновлення щільності контакту між уламками, що сприятиме їх зрощенню; в) важливість збереження усіх анатомічних точок прикріплення сухожильно-капсульного апарату плечового суглоба, до складу якого входить ротаційна манжета плеча; г) застосування адекватного напруженого остеосинтезу. Відновлення лише цілісності структури плечової кістки призведе до можливого аваскулярного некрозу головки плечової кістки, а також до невідновлення функцій рухів у плечовому суглобі.

Найбільш проблемною за отриманими задовільним та незадовільним результатами стала група хворих, у

яких використовували при остеосинтезі лише LCP. Основним незадовільним результатом стала міграція уламків, оскільки конструкція пластини не дозволяє охопити всю площину фіксації фрагментів. Як наслідок — розвиток больового синдрому та порушення функції в плечовому суглобі (рис. 8). Усе це ставало причиною реостеосинтезу в ранньому післяопераційному періоді, а при розвитку асептичного некрозу головки плечової кістки — зміни методу фіксації на протезування.

Висновки

1. Аналіз порушення кровозабезпечення при багатофрагментарних переломах проксимального відділу плечової кістки показав важливість такої оцінки в передопераційному періоді для вибору методу



Рисунок 7



Рисунок 8

і прогнозування результату лікування цієї групи хворих.

2. Використання МСКТ з 3D-реконструкцією, а в деяких випадках і з контрастуванням для прогнозування порушення кровозабезпечення є обов'язковим етапом передопераційної підготовки пацієнта. УЗД у реальному часі не дає повноцінної оцінки пошкодження кровозабезпечення через виражену післятравматичну гематому. МРТ є більш доцільним та інформативним методом, що дає можливість оцінити стан не тільки кісткової структури, але й сухожильно-капсульного апарату плечового суглоба.

3. При 1/3 пошкодження головки плечової кістки із збереженням ротаційної манжети плеча можливо використання загальноприйнятого остеосинтезу (LCP).

4. При переломах із пошкодженням головки менше ніж 1/2 із порушенням цілісності сухожильно-капсульного апарату плечового суглоба можливе застосування комбінованого остеосинтезу (LSP + трансосальний остеосинтез).

5. При переломах, які супроводжуються пошкодженням більше ніж 2/3 головки плечової кістки, слід вибирати ендопротезування (анатомічне чи реверсивне) залежно від віку пацієнта та стану його кісткової структури і ротаційної манжети плеча.

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

Список літератури

1. Анкін М.Л., Петрик Т.М., Ковальчук В.М. [та ін.] Ускладнення при остеосинтезі переломів проксимального відділу плечової кістки. Літопис травматології та ортопедії. 2012. № 1–2. С. 48-51. 2. Корж М.О., Страфун С.С. Клінічні рекомендації по лікуванню переломів. МОЗ України, НАМН України, 2013. С. 17-24.

3. Марченкова Н.О., Веселовський Т.С., Сапіщук Н.О. Складні переломи проксимального відділу плеча та їх лікування системою PHILOS. Шпитальна хірургія. 2012. № 2. С. 74-76.

4. Півень Ю.М., Литвин Ю.П. Комбінований остеосинтез при багатофрагментарних переломах проксимального відділу плечової кістки як альтернатива ендопротезуванню. Травма. 2014. № 15 (3). С. 85-88.

5. Сухин Ю.В., Павлычко Ю.Ю. Нарушение кровоснабжения проксимального отдела плечевой кости при различном характере его повреждения. Травма. 2008. № 3. С. 257-259.

6. Constant C.R., Murley A.H. A clinical method of functional assessment of the shoulder. Clin. Orthop. 1987. № 214. P. 1640.

7. Longo U.G., Petrillo S., Berton A. [et al.] Reverse total shoulder arthroplasty for the management of fractures of proximal humerus: a systematic review. Musculoskelet. Surg. 2016. N_{2} 100 (2). P. 83-91.

8. Meyer C., Alt V., Kraus R. [et al.] The arteries of the humerus and their relevance in fracture treatment. Zentralbl. Chir. 2005. № 130 (6). P. 562-567.

9. Nam D. Reverse total shoulder arthroplasty: Current concepts, results, and component wear analysis. Journal of Bone and Joint Surgery, American Version. 2010. № 92 (2). P. 23-35.

10. Orman S., Mohamadi A., Serino J. [et al.] Comparison of surgical and non-surgical treatment for 3- and 4-part proximal humerus fractures: A network meta-analysis. Shoulder Elbow. 2020. N 12 (2). P. 99-108.

Отримано/Received 03.11.2022 Рецензовано/Revised 11.11.2022 Прийнято до друку/Accepted 20.11.2022 ■

Information about authors

lu.M. Piven, PhD, Assistant, Poltava State Medical University, Poltava, Shevchenko st., 23, 36011, Ukraine; e-mail: yuriypiven@ukr.net; contact phone: +380 (532) 676 284; mob. phone: +380 (50) 304 4468 V.I. Lyahovskiy, MD, PhD, Professor, Poltava State Medical University, Poltava, Shevchenko st., 23, 36011, Ukraine; e-mail: yuriypiven@ukr.net; contact phone: +380 (5322) 2 87 51; mob. phone: +380 (50) 522 23 19

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.

lu.M. Piven, V.I. Lyahovskiy Poltava State Medical University, Poltava, Ukraine

Choice of the method of surgical treatment for multifagmentary fractures taking into account disorder of the blood supply to the proximal humerus

Abstract. The article presents an analysis of the results of treatment for multifragmentary fractures of the proximal humerus in 65 patients, who are divided in 3 groups: first -33 injured people operated using locking compression plate (LCP) + transosseous osteosynthesis; second -11 patients who underwent arthroplasty; third (controls) -21people in whom osteosynthesis was performed using only LCP. Based on degree of a damage to the bone structure, the blood supply of the affected segment in preoperative preparation, it is recommended to choose the method of surgical intervention: osteosynthesis using only LCP, combined osteosynthesis (transosseous + LCP) or arthroplasty (anatomical or reversible). A comprehensive approach to the treatment of this group of patients makes it possible to improve the results of treatment, prevent the development of avascular necrosis of the humeral head, restore the range of motions in the shoulder joint, reduce the development of post-traumatic arthritis of the shoulder joint, the period of disability of patients, and the percentage of their disability. **Keywords:** proximal humerus; multifragmentary fracture; blood supply; surgical treatment; result Original Researches



УДК 616.711-007.271-089

DOI: https://doi.org/10.22141/1608-1706.6.23.2022.923

Стогній А.В.¹, П'ятикоп В.О.¹, Яресько О.В.², Попсуйшапка К.О.², Підгайська О.О.², Карпінський М.Ю.² ¹Харківський національний медичний університет, м. Харків, Україна ²ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

Вивчення розподілу напружень моделі заднього міжхребцевого спондилодезу поперекового відділу хребта (імплантат РЕЕК і дистракційний кейдж)

Резюме. Актуальність. Існує широкий спектр конструкцій і видів матеріалів кейджів для спинномозкових імплантатів, які можуть використовуватися при спондилодезі хребта, але імплантати часто викликають ушкодження замикальної пластини, що може призвести до травми й біомеханічної нестабільності. Існує чотири різних типи матеріалів, які використовують для виготовлення кейджа: металевий, керамічний, полімерний і композитний. Мета: проаналізувати напружено-деформований стан нового міжтілового опорного пристрою і порівняти його з міжтіловою опорою з матеріалу РЕЕК хребетного блоку L5-S1 і заднього спондилодезу. Матеріали та методи. Була використана інтактна модель таза з крижем і блоком хребців L3-L5. У модель були внесені наступні зміни: міжхребцевий диск L5-S1 був замінений стандартною міжтіловою опорою з матеріалу РЕЕК. Задній спондилодез L4-S1; міжхребцевий диск L5-S1 був замінений новою міжтіловою опорою. Задній спондилодез L4-S1. Без урахування ваги нижніх кінцівок на верхню поверхню тіла хребця L3 і його суглобові відростки прикладали силу в 422 Н. **Результати.** Напруження в хребцях L3 і L4 практично не відрізняються від показників моделі в нормі незалежно від типу міжтілової опори. У хребцях L5 і S1 рівень напружень значно перевищує показники моделі в нормі. Імплантат нової конструкції забезпечує значно нижчий рівень напружень на передній поверхні хребця S1 і навколо фіксуючих гвинтів у ньому. Міжтілова опора приймає на себе основне навантаження, про що свідчить величина напружень у ній, яка втричі перевищує максимальний рівень напружень в імплантаті з матеріалу РЕЕК. Це дозволяє розвантажити елементи транспедикулярної конструкції, що підтверджується низьким рівнем напружень на всіх фіксуючих гвинтах і по всій довжині опорного стрижня. Висновки. Характер розподілу напружень у блоці хребців L3-S1 не змінився порівняно з моделлю РЕЕК. У тілах хребців L4 і S1 рівень напруження незначно підвищився порівняно з моделлю РЕЕК, а в хребці L5 знизився. Використання більш жорсткої міжтілової опори дозволило знизити напружений стан на вході фіксуючих гвинтів до кістки хребця S1. Більш високий рівень напруження в самій міжтіловій опорі порівняно з моделлю РЕЕК не є критичним щодо міцності для металу. Ключові слова: задній спондилодез; міжтілова опора; напруження

Вступ

Математичне моделювання біомеханічних систем стає одним з основних методів дослідження. Для визначення внутрішнього напружено-деформованого стану (НДС) біомеханічних моделей найбільш популярним став метод скінченних елементів (МСЕ). За допомогою методу скінченних елементів можна досліджувати складні тривимірні моделі, а також швидко виконувати розрахунки при зміні параметрів моделі, що дає можливість враховувати вплив зміни одного параметра на результат розрахунку всієї моделі. Крім того, МСЕ надає інформацію, яку неможливо отримати звичайними методами вимірювань, і дає можливість моделювати ситуації, які неможливо виміряти експериментальни-

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: Яресько Олександр Васильович, молодший 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. +38 (057) 725-14-74; avyresko@gmail.com

For correspondence: 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 +38 (057) 725-14-74; avyresko@gmail.com

ми методами. Одним з важливих прикладів такого дослідження є оцінка розподілу напружено-деформованого стану в хребті [1, 2].

Розвиток обчислювальної потужності комп'ютерів, побудова стійких алгоритмів вирішення завдань за допомогою МСЕ уможливили аналіз різних моделей травм і захворювань хребетного стовпа. У літературі досить багато робіт присвячено вивченню хребта за допомогою МСЕ. Були проаналізовані поперековий відділ хребта [3–5], грудопоперековий відділ хребта [6, 7] і меншою мірою — весь хребет у цілому [8, 9], що пов'язано зі складністю побудови геометричної моделі й моделювання її правильної функціональної поведінки.

Щодо завдання найближчими до нашого дослідження є роботи [10–13], у яких проводиться аналіз у структурах на предмет міжтілового спондилодезу. Існує широкий спектр конструкцій і видів матеріалів кейджів для спинномозкових імплантатів, які можуть використовуватися при спондилодезі хребта, але такі імплантати часто викликають ушкодження замикальної пластини, що може призвести до травми й біомеханічної нестабільності. Існує чотири різних типи матеріалів, які використовують для виготовлення кейджів: металевий, керамічний, полімерний і композитний.

У роботі [10] автори проаналізували поведінку імплантату, виготовленого з двох різних матеріалів: РЕЕК і РLА. Дослідження проводилося за допомогою МСЕ. Була побудована модель для хребців L4 і L5. На підставі результатів моделювання автори дійшли висновку, що в цілому при використанні матеріалу РЕЕК спостерігається більш високе напруження в замикальній пластині.

У роботі [11] автори провели порівняльний аналіз імплантата РЕЕК і титанового імплантата на предмет заднього поперекового міжкорпусного спондилодезу. Це дослідження оцінило біомеханічний ефект, який ці типи імплантатів з різним рівнем твердості справляють на остеопорозний хребець пацієнтів з остеопорозом. Це дослідження показало, що імплантати РЕЕК у хребцях з остеопорозом порівняно з титановими імплантатами менш схильні до просідання, викликаного мікротріщинами кісткової тканини.

У роботі [12] автори також оцінили вплив імплантатних матеріалів на НДС моделі. Була розглянута модель хребців L3 і L4. У результаті досліджень як краща альтернатива і більш дешевий матеріал був обраний титановий сплав для металевих імплантатів і PLA для композитних імплантатів. Негативні аспекти імплантатів РЕЕК (такі як незрощення кістки), незважаючи на кращу біомеханічну стійкість, змушують дослідників вести подальший пошук різних типів імплантатних конструкцій і матеріалів. Так, автори [13] у своїй роботі досліджують новий композитний хребетний кейдж, який має пористу структуру з титанового сплаву. Недавній експеримент на тваринах підтвердив припущення про кращий ступінь зрощення, ніж для кейджа РЕЕК, і меншу просадку, ніж для титанового кейджа.

Мета: проаналізувати НДС нового міжтілового опорного пристрою і порівняти його з міжтіловою опорою з матеріалу PEEK хребетного блока L5-S1 і заднього спондилодезу.

Матеріали та методи

При побудові розрахункової моделі як основа була використана інтактна модель таза лабораторії біомеханіки ІПХС ім. М.І. Ситенка з крижем і блоком хребців L3-L5 [14] (рис. 1).

У неушкоджену модель були внесені такі зміни:

 міжхребцевий диск L5-S1 був замінений стандартною міжтіловою опорою з матеріалу РЕЕК. Задній спондилодез L4-S1 (рис. 2);

2) міжхребцевий диск L5-S1 був замінений новою міжтіловою опорою. Задній спондилодез L4-S1 (рис. 3).

У цьому дослідженні матеріал вважався однорідним та ізотропним. При виборі властивостей кісткових структур і біологічних тканин ми спиралися на дані, які найбільш часто зустрічаються в літературі [15–17]. Використовувані характеристики (Е модуль пружності (модуль Юнга), v — коефіцієнт Пуассона) зведені в табл. 1.

Був розглянутий варіант вертикального двоопорного стояння. Згідно з дослідженнями [18], навантаження на хребет у неушкодженій моделі розподіляється між тілом хребця й суглобовими відростками. У нашій моделі, згідно з дослідженням [19], 75 % навантаження припадає на тіло хребця L3 і 25 % — на його суглобові відростки. Основним навантаженням є маса тіла. У цьому дослідженні маса тіла дорівнює 700 Н. Без урахування ваги нижніх кінцівок [20] на верхню поверхню тіла хребця L3 і його суглобові відростки прикладають силу в 422 Н. Місце застосування і напрямок зусиль подані на рис. 4. Модель закріплена у вертлюжних западинах.

Tac	блиця	1. N	Іеханічні	характе	ристики	викорис	товувани	х матеріалів
-----	-------	------	-----------	---------	---------	---------	----------	--------------

Матеріал	Модуль пружності, Е (МПа)	Коефіцієнт Пуассона, υ
Коркова кістка	12 000	0,3
Губчаста кістка	100	0,2
Міжхребцевий диск	4,2	0,45
Хрящ	5,6	0,45
PEEK	2200	0,34
Сталь	210 000	0,3



Рисунок 1. Інтактна модель: а) вигляд спереду; б) вигляд зліва



Рисунок 2. Модель з міжтіловою опорою РЕЕК: а) вигляд спереду; б) вигляд зліва; в) вид розташування міжтілової опори; г) модель міжтілової опори РЕЕК



Рисунок 3. Модель з новою міжтіловою опорою: а) вигляд спереду; б) вигляд зліва; в) вигляд розташування міжтілової опори; г) модель нової міжтілової опори



Рисунок 4. Навантаження і фіксація в проєктній моделі

Дослідження моделей виконували за допомогою методу скінченних елементів. Як критерій оцінки напружено-деформованого стану моделей використовували напруження за Мізесом [16].

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проєктування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу CosmosM [21].

Результати

На першому етапі роботи досліджували напруженодеформований стан моделі поперекового відділу хребта в нормі. Картину розподілу напружень у моделі наведено на рис. 5.

Аналіз результатів розрахунку моделі в нормі показав, що рівень напруження в блоці хребців L3-S1 варіює в межах 15 МПа. Найбільш напруженим є хребець L5. У передній частині рівень напруженого стану досягає значення 9,4 МПа. На нижній поверхні тіла хребця L5 значення напруження за Мізесом становить 14,8 МПа.



Рисунок 5. Інтактна розрахункова модель: а) вигляд спереду; б) вигляд ззаду



Рисунок 6. Розподіл напруження за Мізесом в інтактній і розрахунковій моделях: а) вигляд спереду; б) вигляд ззаду



Рисунок 7. Розподіл напруження за Мізесом: а) у міжтіловій опорі та фіксуючій конструкції; б) у міжтіловій опорі й хребці S1



Рисунок 8. Розподіл напруження за Мізесом у моделі з імплантатом РЕЕК і в моделі з новим імплантатом: а) вигляд спереду; б) вигляд ззаду



Рисунок 9. Розподіл напруження за Мізесом: а) у міжтіловій опорі й фіксуючій структурі; б) у міжтіловій опорі й хребці S1

З розрахунку можна зробити висновки про те, що в хребетному блоці L3-S1 розподіл НДС відбувається порізному, більш напруженою є передня частина тіл хребців, а також верхня і нижня поверхні тіл хребців.

На наступному етапі роботи вивчали напружено-деформований стан моделі поперекового відділу хребта із заднім міжтіловим спондилодезом L4-S1 імплантатом з РЕЕК. Розподіл напружень у моделі наведено на рис. 6. Аналіз результатів розрахунку моделі порівняно з інтактною моделлю показав, що змінився характер розподілу НДС у хребетному блоці L3-S1. Рівень напруженого стану зріс. Рівень напруження в хребці L5 на передній поверхні тіла хребця досягає значення 14,7 МПа (9,4 МПа в інтактній моделі), а на нижній площині тіла хребця — 40,2 МПа (14,8 МПа в інтактній моделі). У хребці S1 максимальний рівень напруження досягає значення 13,5 МПа (8,1 МПа в інтактній моделі).



Рисунок 10. Порівняння максимальних значень напруження за Мізесом у тілах хребців неушкодженої моделі й моделей з імплантатами



Рисунок 11. Діаграма величин напружень в елементах транспедикулярної конструкції на міжтілових опорах

Напружений стан у ділянці міжтілової опори й у фіксуючій конструкції подано на рис. 7.

У міжтіловій опорі передня частина більш напружена, рівень напруженого стану досягає значення 35,7 МПа. Максимальні значення напруження за Мізесом у точках входу гвинтів у кістку спостерігаються в хребці S1— 27,3 МРа. У фіксуючій конструкції в місцях кріплення гвинтів зі стрижнями рівень напруження досягає значення 80,8 МПа.

З розрахунку можна зробити висновки про те, що характер розподілу НДС у блоці хребців L3-S1 змінився порівняно з інтактною моделлю. Тіла хребців L5 і S1 стали більш напруженими. У зоні контакту фіксуючої структури з кістковою тканиною ділянки концентрації напружень розташовуються в місцях входу гвинтів у кістку.

Останній етап роботи — моделювання варіанта заднього міжтілового спондилодезу L5-S1 імплантатом нової конструкції. Розподіл напружень у моделі можна спостерігати на рис. 8. Аналіз результатів розрахунку даної моделі порівняно з попередньою показав, що характер розподілу НДС у блоці хребців L3-S1 не змінився. Рівень напруження в хребці L5 на передній поверхні тіла хребця досягає значення 14,7 МПа (14,1 МПа в моделі з імплантатом РЕЕК), а на нижній площині тіла хребця — 40,7 МПа (40,2 МПа в моделі з імплантатом РЕЕК). У хребці S1 максимальний рівень напруження досягає значення 14,5 МПа (13,5 МПа в моделі з імплантатом РЕЕК).

Напружений стан у ділянці міжтілової опори й у фіксуючій конструкції подано на рис. 9.

Для міжтілової опори більш напруженою є передня частина, де рівень напруженого стану досягає значення 113,3 МПа (27,3 МПа в моделі з імплантатом РЕЕК). Максимальні значення напруження за Мізесом у точках входу гвинтів у кістку спостерігаються в хребці S1 — 17,8 МПа (35,7 МПа в моделі з імплантатом РЕЕК). У фіксуючій структурі, вузлах кріплення гвинтів зі стрижнями, рівень напруження досягає значення 72,2 МПа (80,8 МПа в моделі з імплантатом РЕЕК).

			Напруження, МПа					
Хребці	Модель	Верх	Низ	Передня поверхня	Вхід гвинтів			
L3	Норма	10,0	5,4	2,9				
	PEEK	10,0	5,8	2,9				
	New	10,0	5,8	2,7				
L4	Норма	5,3	6,9	4,6				
	PEEK	4,9	6,3	4,0	3,2			
	New	4,9	6,6	3,9	3,1			
L5	Норма	10,5	14,8	9,4				
	PEEK	9,0	40,2	14,7	4,5			
	New	9,6	40,7	14,1	4,9			
S1	Норма	8,1		6,0				
	PEEK	13,5		12,0	27,3			
	New	14,5		7,1	17,8			

Таблиця 2. Величини напружень у хребцях L3-S1 моделей поперекового відділу хребта в нормі та при різних варіантах заднього міжтілового спондилодезу

Таблиця З. Величини напружень в елементах металевої конструкції та міжтілових імплантатах залежно від матеріалу, з якого вони виготовлені

		Напруження, МПа Імплантат			
Хребці	Елемент конструкції				
		PEEK	New		
L4	Стрижень	80,7	61,0		
	Гвинти	47,0	37,0		
L5	Стрижень	80,8	72,2		
	Гвинти	65,0	44,7		
S1	Стрижень	62,3	46,2		
	Гвинти	58,0	49,0		
	Імплантат	35,7	113,3		

Дані про величини напружень у хребцях L3-S1 моделей поперекового відділу хребта в нормі та при різних варіантах заднього міжтілового спондилодезу наведені в табл. 2.

На рис. 10 подано порівняння значень максимальних напружень за Мізесом у тілах хребців інтактної і розрахункової моделей.

Як можем бачити на діаграмі, напруження в хребцях L3 і L4 практично не відрізняються від показників моделі в нормі незалежно від типу міжтілової опори. У хребцях L5 і S1 рівень напружень значно перевищує показники моделі в нормі. Що стосується відмінностей залежно від типу міжтілової опори, слід відзначити, що імплантат нової конструкції забезпечує значно нижчий рівень напружень на передній поверхні хребця S1 і навколо фіксуючих гвинтів у ньому.

У табл. 3 наведені дані про величини напружень в елементах металевої конструкції і міжтілових імплантатах.

Наочно порівняти рівень напружень в елементах транспедикулярної конструкції і міжтілових опорах можна за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 11.

Наведена діаграма наочно демонструє, що нова міжтілова опора приймає на себе основне навантаження, про що свідчить величина напружень у ній, яка втричі перевищує максимальний рівень напружень в імплантаті з матеріалу РЕЕК. Це дозволяє розвантажити елементи транспедикулярної конструкції, що підтверджується низьким рівнем напружень на всіх фіксуючих гвинтах і по всій довжині опорного стрижня.

Висновки

1. Характер розподілу напружень у блоці хребців L3-S1 не змінився порівняно з моделлю РЕЕК.

2. У тілах хребців L4 і S1 рівень напруження незначно підвищився порівняно з моделлю РЕЕК, а в хребці L5 — знизився.

3. Використання більш жорсткої міжтілової опори дозволило знизити напружений стан на вході фіксуючих гвинтів до кістки хребця S1.

4. Більш високий рівень напруження в самій міжтіловій опорі порівняно з моделлю РЕЕК не є критичним з точки зору міцності для металу.

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

Список літератури

1. Попсуйшапка К.О., Тесленко С.О., Попов А.І., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Дослідження напружено-деформованого стану моделей хребта залежно від обсягу руйнування хребця Th6 і варіанту остеосинтезу. Травма. 2022. Т. 23. № 5. С. 53-64. DOI: https://doi.org/10.22141/1608-1706.5.23.2022.916.

2. Нехлопочин А.С., Нехлопочин С.Н., Карпинский М.Ю., Швец А.И., Карпинская Е.Д., Яресько А.В. Математический анализ и оптимизация конструктивных характеристик стабилизирующих телозамещающих систем для субаксиального цервикоспондилодеза с применением метода конечных элементов. Хирургия позвоночника. 2017. Т. 14. № 1. С. 37-45.

3. Ben-Hatira F., Saidane K., Mrabet A. A finite element modeling of the human lumbar unit including the spinal cord. J. Biomedical Science and Engineering. 2012. 5. 146-152. http:// dx.doi.org/10.4236/jbise.2012.53019.

4. Srinivas G.R., Kumar M.N., Deb A. Adjacent Disc Stress Following Floating Lumbar Spine Fusion: A Finite Element Study. Asian Spine J. 2017. 11(4). 538-547. DOI: https://doi. org/10.4184/asj.2017.11.4.538.

5. Zhang Z., Fogel G.R., Liao Z., Sun Y., Sun X., Liu W. Biomechanical evaluation of four surgical scenarios of lumbar fusion with hyperlordotic interbody cage: A finite element study/ Bio-Medical and Materials Engineering. 2018. 29. 485-497. DOI: 10.3233/BME-181004.

6. Tyndyk M.A., Barron V., Mchugh P.E., O'Mahoney D. Generation of a finite element model of the thoracolumbar spine. Acta of bioengineering and biomechanics. Wroclaw University of Technology. 2007. 9(1). 35-46.

7. Aroeira R.M.C., de Melo Pertence A.E., Kemmoku D.T., Greco M. Three-dimensional geometric model of the middle segment of the thoracic spine based on graphical images for finite element analysis. Res. Biomed. Eng. 2017 June. 33(2). 97-104. DOI: http://dx.doi.org/10.1590/2446-4740.08916.

8. Nakashima D., Kanchiku T., Nishida N., Ito S., Ohgi J., Suzuki H. et al. Finite element analysis of compression fractures at the thoracolumbar junction using models constructed from medical images. Experimental and Therapeutic Medicine. 2018. 15. 3225-3230. DOI: 10.3892/etm.2018.5848.

9. Nishida N., Ohgi J., Jiang F., Ito S., Imajo Y., Suzuki H. et al. Finite Element Method Analysis of Compression Fractures on Whole-Spine Models Including the Rib Cage. Hindawi Computational and Mathematical Methods in Medicine. 2019. Vol. 2019. Article ID 8348631. 10 p. https://doi. org/10.1155/2019/8348631.

10. Jalil M.H., Mazlan M.H., Todo M. Biomechanical Comparison of Polymeric Spinal Cages Using Ct Based Finite Element Method. International Journal of Bioscience, Biochemistry and Bioinformatics. 2017. Vol. 7. \mathbb{N} 2. doi: 10.17706/ ijbbb.2017.7.2.110-117.

11. Sato T., Yonezawa I., Todo M., Takano H., Kaneko K. Biomechanical effects of implant materials on posterior lumbar interbody fusion: comparison of polyetheretherketone and titanium spacers using finite element analysis and considering bone density. J. Biomedical Science and Engineering. 2018. Vol. 11. N_{2} 4. P. 45-59. DOI: 10.4236/jbise.2018.114005.

12. Yahya R., Mazlan M.H., Shuib S., Abdullah A.H. Biomechanical Analysis of Spinal Fusion Cage for Lumbar Vertebrae. International Journal of Recent Technology and Engineering. 2019. Vol. 8. Issue 4. ISSN: 2277-3878. DOI: 10.35940/ ijrte.D5206.118419.

13. Lim K.-M., Park T.-H., Lee S.-J., Park S.-J. Design and Biomechanical Verification of Additive Manufactured Composite Spinal Cage Composed of Porous Titanium Cover and PEEK Body. Appl. Sci. 2019. 9. 4258. doi: 10.3390/app9204258.

14. Куценко В.О., Карпінський М.Ю., Суббота І.А., Яресько О.В. Моделювання впливу механічних властивостей міжхребцевих дисків та заднього опорного комплексу на стан поперекових опорно-рухових сегментів. Медицина и... 2007. № 1(16). С. 15-20.

15. Kurowski P.M. Engineering Analysis with SolidWorks Simulation 2012. Published April 11, 2012. 475 p. ISBN: 978-1-58503-710-0.

16. Zienkiewicz O.C., Taylor R.L. The Finite Element Method for Solid and Structural Mechanics. Sixth edition. Butterworth-Heinemann, 2005. 736 p.

17. 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_{D} 17. P. 1961-1967. DOI: 10.1097/01.BRS.0000083236.33361.C5.

18. Vidal-Lesso A., Ledesma-Orozco E., Daza-Benítez L., Lesso-Arroyo R. Mechanical Characterization of Femoral Cartilage Under Unicompartimental Osteoarthritis. Ingenierí Amecánica Tecnología y Desarrollo. 2014. Vol. 4. № 6. 239-246.

19. Boccaccio A., Pappalettere C. Mechanobiology of Fracture Healing: Basic Principles and Applications in Orthodontics and Orthopaedics. Theoretical Biomechanics / Dr Vaclav Klika (Ed.). 2011. P. 21-48.

20. Mobbs R.J., Loganathan A., Yeung V., Rao P.J. Indications for Anterior Lumbar Interbody Fusion. Orthopaedic Surgery. 2013. 5(3). 153-63. DOI: 10.1111/os.12048.

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

Отримано/Received 05.11.2022 Рецензовано/Revised 13.11.2022 Прийнято до друку/Accepted 22.11.2022

Information about authors

Stognii Artem, Assistant at the Department of Neurosurgery, Kharkiv National Medical University, Nauky Ave., 4, Kharkiv, 61022, Ukraine; e-mail: redact@i.ua; https://orcid.org/0000-0002-4792-7028 Pyatikop Vladimir, MD, PhD, Professor, Head of the Department of Neurosurgery, Kharkiv National Medical University, Nauky Ave., 4, Kharkiv, 61022, Ukraine; e-mail: vo.pyatikop@knmu.edu.ua; https:// orcid.org/0000-0001-8572-7644

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 +38 (057) 725-14-74; avyresko@gmail.com; https://orcid.org/0000-0002-2037-5964

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

Pidgaiska Olga, PhD, Traumatologist, 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: podgayo@yahoo.com; https://orcid.org/0000-0002-5025-977X

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 +38 (057) 725-14-74, +38 (067) 57-14-863; 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.

A.V. Stognii¹, V.O. Pyatikop¹, O.V. Yaresko², K.O. Popsuyshapka², O.O. Pidgayska², M.Yu. Karpinsky² 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 stress distribution in the posterior lumbar interbody fusion model (PEEK implant and distraction cage)

Abstract. Background. There are a wide variety of designs and materials of spinal implant cages that can be used in spinal fusion, but the implants often cause damage to the locking plate, which can lead to trauma and biomechanical instability. There are four different types of materials used to make a cage: metal, ceramic, polymer, and composite. Goal: to analyze the stress-strain state of the new interbody support device and compare it with the PEEK interbody support of the L5-S1 vertebral block and posterior fusion. Materials and methods. An intact model of the pelvis with the sacrum and the L3-L5 vertebral block was used. The following changes were made to the model: the L5-S1 intervertebral disc was replaced by a standard PEEK interbody support. Posterior fusion of L4-S1; the L5-S1 intervertebral disc was replaced by a new interbody support. Posterior fusion of L4-S1. Without considering the weight of the lower limbs, a force of 422 N was applied to the upper surface of the L3 body and its articular processes. Results. Stresses in the L3 and L4 vertebrae practically do not differ from the values of the normal model, regardless of the type of interbody support. In the L5 and S1 vertebrae, the level of stress significantly exceeds the normal values in the model. The implant of the new design provides a significantly lower level of stress on the front surface of the S1 vertebra and around the fixing screws in it. The interbody support takes on the main load as evidenced by the level of stresses in it, which is three times higher than the maximum stress in the implant made of PEEK material. This allows the elements of the transpedicular structure to be unloaded, which is confirmed by the low level of stress on all the fixing screws and along the entire length of the support rod. Conclusions. The pattern of stress distribution in the L3-S1 vertebral block did not change compared to the PEEK model. In the bodies of the L4 and S1 vertebrae, the stress level slightly increased compared to the PEEK model, and in the L5 vertebra, it decreased. The use of a more rigid interbody support made it possible to reduce the stress state at the entrance of the fixing screws to the bone of the S1 vertebra. The higher level of stress in the interbody support itself, compared to the PEEK model, is not critical in terms of strength for the metal.

Keywords: posterior fusion; interbody support; stress

Original Researches



УДК 616.718.4.5/.6.72:616.718.72

DOI: https://doi.org/10.22141/1608-1706.6.23.2022.924

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

Математичне моделювання напружено-деформованого стану моделі гомілки з переломом у нижній третині великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу в умовах зростаючого стискаючого навантаження

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 і 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 в нижній 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 гомілкову й малогомілкову кістки й кістки стопи. У всіх з'єднаннях між елементами кістки зроблено прошарок з механічними властивостями хрящової тканини. Моделювали перелом у нижній третини великогомілкової кістки і 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 у накістковій пластині. Це пов'язано з її одностороннім накладанням на кістку, що створює додатковий згинальний момент при навантаженні кінцівки. Висновки. Найгірші показники рівня напружень у зоні перелому (від 42,3 до 73,2 МПа) і на металевій конструкції (від 393,0 до 673,6 МПа) визначено при використанні накісткової пластини, що є наслідком виникнення додаткового згинаючого моменту в результаті її однобічного розташування. Це є дуже небезпечним, тому що наближується до показників межі міцності для неіржавної сталі. Остеосинтез за допомогою апарата зовнішньої фіксації забезпечує досить низький рівень напружень (від 1,5 до 2,6 МПа) у зоні перелому, але недоліком є високій рівень напружень на самому апараті (від 143,0 до 245,1 МПа) і в дистальному відділі великогомілкової кістки (від 8,9 до 11,1 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 і короткими важелями, якими є фіксуючі ГВИНТИ.

Ключові слова: остеосинтез; гомілка; нижня третина

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: Березка Микола Іванович, доктор медичних наук, професор кафедри екстреної та невідкладної медичної допомоги, ортопедії та травматології, Харківський національний медичний університет, пр. Науки, 4, м. Харків, 61022, Україна; тел. +380675750303; e-mail: mi.berezka@knmu.edu.ua

For correspondence: 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

Вступ

В умовах сьогодення пацієнти з переломами кісток гомілки й супутньою надмірною вагою не є рідкістю [1]. Разом з тим при лікуванні пацієнтів з переломами довгих кісток гомілки й супутньою надмірною вагою слід враховувати певні особливості перебігу захворювання, а вибір імплантата для якісного остеосинтезу дещо обмежений, оскільки зростає навантаження на біомеханічну конструкцію [2, 3]. Математичне моделювання з використанням методу скінченних елементів дозволяє провести оцінку надійності системи «імплантат — кістка», дає можливість виявити існуючі переваги й недоліки при застосуванні методів фіксації уламків діафіза великогомілкової кістки, дозволяє 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 [4].

Мета: провести порівняльний аналіз напруженодеформованого стану моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній 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 [5, 6]. 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 нижній третині великогомілкової кістки і три види остеосинтезу: за допомогою апарата зовнішньої фіксації (АЗФ), накісткової пластини й інтрамедулярного стрижня. Проміжок між кістковими фрагментами в зоні перелому заповнювали елементом, який імітував міжуламковий регенерат. Зовнішній вигляд моделей з переломом у нижній третині великогомілкової кістки й різними видами остеосинтезу наведено на рис. 2.

У нашому дослідженні матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент був обраний 10-вузловий тетраедр із 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 [7–10]. Властивості металевих конструкцій обирали за даними технічної літератури [11]. 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, металевій конструкції і кістковій тканині навколо фіксуючих гвинтів. Дані про величини напружень у контрольних точках моделі в нормі брали з нашої попередньої роботи [5].

Дослідження моделей виконували за допомогою методу скінченних елементів. Як критерій оцінки напружено-деформованого стану моделей використовували напруження за Мізесом [12].

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

Результати

Першим етапом роботи було вивчення напружено-деформованого стану моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній 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 в нижній третині й остеосинтезом АЗФ під стискаючим навантаженням величиною 700 Н.

При використанні остеосинтезу АЗФ для лікування переломів великогомілкової кістки в нижній третині й навантаженні кінцівки вагою пацієнта 70 кг максимальний рівень напружень 6,5 МПа спостерігається в дистальному фрагменті великогомілкової кістки. У проксимальному відділі напруження не перевищують позначки 3,5 МПа. Найнижчий рівень напружень 1,5 МПа визначається в зоні перелому.

Таблиця 1. Механічні характеристики матеріалів, що 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		
Міжуламковий регенерат	1,00	0,45		
Сталь	2,1 • 10 ⁵	0,2		



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



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

Рисунок 3. Схема навантаження моделей



Рисунок 4. Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній 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 в нижній 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 в нижній 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. Діаграма величин максимальних напружень в елементах металевих конструкцій моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 700 Н



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

Рисунок 11. Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині й остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки

Рисунок 12. Діаграма величин максимальних напружень в елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н

Рисунок 13. Діаграма величин максимальних напружень в елементах металевих конструкцій моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н 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 143,0 МПа і на крайніх фіксуючих стрижнях — до 60,3 МПа, що обумовлено довгими важелями, якими є саме фіксуючі стрижні.

Розглянемо напружено-деформований стан моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині й остеосинтезом накістковою пластиною під стискаючим навантаженням величиною 700 H, що наведено на рис. 5.

При остеосинтезі накістковою пластиною зона максимальних напружень зміщується в зону перелому, де напруження сягають значення 42,7 МПа. Напруження в дистальному й проксимальному фрагментах великогомілкової кістки є значно нижчими, а саме 8,9 і 5,4 МПа відповідно. Навколо фіксуючих гвинтів напруження значно нижчі, ніж при остеосинтезі АЗФ, і не перевищують позначки 5,3 МПа, але сама пластина зазнає дуже високих навантажень, про що свідчить високий рівень напружень — 393,0 МПа. Це є результатом однобічного розташування пластини на кістці.

Рисунок 14. Графіки залежності величин напружень у моделі великогомілкової кістки при її переломі в нижній третині та різних видах остеосинтезу від ваги пацієнта: а) у проксимальному фрагменті; б) у дистальному фрагменті; в) у зоні перелому

Рисунок 15. Графік залежності величин напружень в елементах металевих конструкцій і навколо фіксуючих гвинтів у великогомілковій кістці при її переломі в нижній третині та різних видах остеосинтезу від ваги пацієнта: а) в елементах конструкції; б) навколо фіксуючих гвинтів і стрижнів На рис. 6 відображено розподіл напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині й остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під стискаючим навантаженням величиною 700 Н.

Зовсім по-іншому виглядає модель великогомілкової кістки при її переломі в нижній третині з остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем. Такий вид остеосинтезу дозволяє отримати зниження рівня напружень у кістковій тканині, навіть менше за показники моделі в нормі. Так, у дистальному й проксимальному фрагментах кістки напруження визначаються на рівні 5,2 і 2,3 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 2,1 МПа. Напруження в стрижні визначаються на рівні 51,0 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.

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, що наведена на рис. 7.

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

Розглянемо, як поводять себе моделі остеосинтезу великогомілкової кістки з переломом у її нижній третині при підвищенні навантаження до 1200 Н, що відповідає вазі пацієнта 120 кг. Розподіл напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині й остеосинтезом АЗФ відображено на рис. 9.

При використанні остеосинтезу АЗФ при лікуванні переломів великогомілкової кістки в нижній третині збільшення величини навантаження на кінцівку до 1200 Н викликає підвищення максимального рівня напружень до 11,1 МПа в дистальному фрагменті великогомілкової кістки. У проксимальному відділі напруження зростають до 6,0 МПа. У зоні перелому величина напружень також збільшується, але залишається на досить низькому рівні — 2,6 МПа. Значне підвищення рівня напружень — до 245,1 МПа також спостерігається на елементах АЗФ і крайніх фіксуючих стрижнях — до 103,4 МПа.

Рис. 10 відображає напружено-деформований стан моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині й остеосинтезом накістковою пластиною під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н.

Аналогічні зміни напружено-деформованого стану відбуваються й у моделі з остеосинтезом накістковою пластиною. Зона максимальних напружень залишається в ділянці перелому, де напруження сягають значення 73,2 МПа. Напруження в дистальному й проксимальному фрагментах великогомілкової

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

Dii-	Напруження, МПа							
ыдділ	Норма	АЗФ	Пластина	Стрижень				
Проксимальний	3,4	3,5	5,4	2,3				
Дистальний	5,2	6,5	8,9	5,2				
Зона перелому	2,6	1,5	42,7	0,1				
Конструкція		143,0	393,0	51,0				
Вхід гвинтів		60,3	5,3	2,1				

Таблиця 3. 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	6,0	9,3	3,9			
Дистальний	8,9	11,1	15,3	8,9			
Зона перелому	4,5	2,6	73,2	0,2			
Конструкція		245,1	673,6	87,4			
Вхід гвинтів		103,4	9,1	3,6			

кістки підвищуються до 15,3 і 9,3 МПа відповідно. Навколо фіксуючих гвинтів максимальні значення напружень зростають до позначки 9,1 МПа, але ще більші навантаження виникають у накістковій пластині — 673,6 МПа. Це є дуже небезпечним, тому що ці показники заходять у діапазон межі міцності для неіржавної сталі (наприклад, сталь AISI 316 має межу міцності від 515 950 МПа з типовим значенням 600 МПа [14]).

На останньому етапі роботи розглянемо розподіл напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині й остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н, що наведено на рис. 11.

Модель великогомілкової кістки при її переломі в нижній третині з остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем на підвищення стискаючого навантаження до 1200 Н відповідає, як і попередні моделі, підвищенням рівня напружень на всіх елементах. Так, у дистальному й проксимальному фрагментах кістки максимальні напруження збільшуються до 8,9 і 3,9 МПа відповідно. У зоні перелому напруження також підвищуються вдвічі, але залишаються дуже низькими — 0,2 МПа. Те саме спостерігається й навколо фіксуючих гвинтів, де рівень напружень не перевищує 3,6 МПа. Напруження в самому стрижні сягають позначки 87,4 МПа.

У табл. З 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 більш зручного 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. 12.

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

Щоб наочно уявити зміни величин напружень в елементах великогомілкової кістки при її переломі в нижній третині при різних видах остеосинтезу залежно від ваги пацієнта, були побудовані графіки, які наведені на рис. 14.

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 у зоні перелому порівняно з показниками для неушкодженої кістки. Накісткова пластина показує значно гірші показники рівня напружень як у зоні перелому, так і проксимальному відділі великогомілкової кістки. У дистальному відділі найвищій рівень напружень визначається в моделі з остеосинтезом АЗФ. Це може бути наслідком значної ваги самого апарата, що, діючи через довгий важіль нижнього фіксуючого стрижня, створює додаткове навантаження на дистальний кінець великогомілкової кістки.

Графіки, наведені на рис. 15, демонструють залежність величин напружень в елементах металевих конструкцій при остеосинтезі великогомілкової кістки з переломом у нижній 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 створює додатковий згинаючий момент. Навколо фіксуючих гвинтів і стрижнів найвищі напруження визначаються при використанні АЗФ на нижньому стрижні. Причину ми вже пояснювали — це вага апарата й довжина стрижнів.

Висновки

1. Найгірші показники рівня напружень у зоні перелому (від 42,3 до 73,2 МПа) і на металевій конструкції (від 393,0 до 673,6 МПа) визначено 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 неіржавної сталі.

2. Остеосинтез за допомогою АЗФ забезпечує досить низький рівень напружень (від 1,5 до 2,6 МПа) у зоні перелому, але недоліком є високій рівень напружень на самому апараті (від 143,0 до 245,1 МПа) і в дистальному відділі великогомілкової кістки (від 8,9 до 11,1 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 й короткими важелями, якими є фіксуючі гвинти.

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

Список літератури

1. Буцька Л.В. Використання індексу маси тіла, як важливої складової фізичної та медичної реабілітації, для профілактики неінфекційних захворювань. Вісник. 2013. 144.

2. Пелипенко О.В., Ковальов О.С. Аналіз причин механічних ускладнень після остеосинтезу кінцівок. Проблеми травматології та остеосинтезу. 2020. № 1(19). С. 47-59.

3. Jupiter J.B., Ring D., Rosen H. The complications and difficulties of management of nonunion in the severely obese. Journal of Orthopaedic Trauma. 1995. 9(5). 363-370. DOI: 10.1097/00005131-199505000-00001. PMID: 8537837.

4. Білінський П.І. Малоконтактний багатоплощинний остеосинтез діафізарних переломів кісток гомілки.

Шпитальна хірургія. Журнал імені Л.Я. Ковальчука. 2015. № 3. С. 54-58.

5. 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. Т. 23. № 1. С. 19-29. DOI: 10.22141/1608-1706.1.23.2022.878.

6. 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.

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

8. 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. 9. 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.

10. 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.

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

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

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

14. 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 06.11.2022 Рецензовано/Revised 14.11.2022 Прийнято до друку/Accepted 23.11.2022

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/0000-0082-0980-983X

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 +38 (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 +38 (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

Mathematical modeling of the stress-strain state of the lower leg model with a fracture in the lower third of the tibia in various options for osteosynthesis under conditions of increasing compressive load

Abstract. *Background.* Mathematical modeling using the finite element method makes it possible to assess the reliability of the implant-bone system, identify the existing advantages and disadvantages of the applied methods for fixation of fragments of the tibial diaphysis, to study the dynamics of the process of deformation of bone tissue structures and fixing metal structures, which, in turn, determines the choice of the optimal metal structure for osteosynthesis in an overweight patient. Goal: to conduct a comparative analysis of the stress-strain state of the lower leg models with a lower-third tibial fracture 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 tibia and fibula bones and the bones of the foot. In all joints between the bone elements, a layer with the mechanical properties of cartilage tissue was made. A fracture in the lower third of the tibia was simulated, as well as three types of osteosynthesis with the help of external fixation device, bone plate, and 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 bone plate shows significantly worse stress level indicators, both in the fracture zone and in the proximal tibia. In the distal part, the highest stress level is determined in the model with external fixation. 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 bone plate. This is due to its one-sided overlay on 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 42.3 to 73.2 MPa) and on the metal structure (from 393.0 to 673.6 MPa) were determined when using the bone plate, which is a consequence of an additional bending moment because 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 1.5 to 2.6 MPa) in the fracture zone, but the disadvantage is a high level of stress on the apparatus itself (from 143.0 to 245.1 MPa) and in the distal tibia (from 8.9 to 11.1 MPa) that is related to the length of the levers, which are the fixing rods. The stress indicators in all elements of the model were lowest 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.

Keywords: osteosynthesis; shin; lower third

Пам'яті професора Юрія Ярославовича Філя

Із сумом повідомляємо, що на 77-му році пішов з життя колишній завідувач кафедри травматології Львівського національного медичного університету імені Данила Галицького, який керував нею з 2002 до 2013 року, професор **Юрій Ярославович Філь.**

Співробітники НДІ травматології та ортопедії ДонНМУ, кафедри ортопедії, травматології та ХЕС ДонНМУ і редакція журналу «Травма» висловлюють співчуття рідним і друзям, колегам і учням Юрія Ярославовича та збережуть пам'ять про нього.

Для нотаток

ВЖЕ У ПРОДАЖУ!

(044) 390-0055

CEPTH «CIMEVIHA	∙ МЕДИЦИНА»	на медицина»	FRA MEDDIUMRAS.						
				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 пран СІМЕЙНОГ		актиці ГО ЛІКАРЯ	актиці ГО ЛІКАРЯ	^{рактиці} І ГО ЛІКАРЯ	тиці О ЛІКАРЯ	о ЛІКАРЯ	антки ГО ЛІКАРЯ	инни ГО ЛІКАРЯ	ГО ЛІКАРЯ
CINEPINO	o minan m						Allow of	i di i	
	2	alone and a second		<u>tilmi</u>				NIC.	500
		1923 8117	215	TAT		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