



Травма

www.mif-ua.com



Том 22, № 3, 2021



«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.

ПРОВДИМО НАЙСУЧАСНІШУ
ПОЛІСОМНОГРАФІЮ



AKSIMED.UA • 044 390 00 55

**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 22, № 3, 2021

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

Volume 22, № 3, 2021

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 Trauma

Спеціалізований рецензований
науково-практичний журнал

Том 22, № 3, 2021

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 (044) 223-27-42

[www.mif-ua.com](http://trauma.zaslavsky.com.ua)
<http://trauma.zaslavsky.com.ua>

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

З питань передплати
info@mif-ua.com
тел.: +38 (044) 223-27-42,
+38 (067) 325-10-26

З питань розміщення реклами
та інформації про лікарські засоби
reclama@mif-ua.com
office@zaslavsky.kiev.ua
pavel89karpinskiy@gmail.com
v_iliyna@ukr.net

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

Рекомендовано до друку та до поширення через мережу Інтернет вченою радою Донецького національного медичного університету, протокол № 9 від 24.06.2021 р.

Українською, російською та англійською мовами

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

*Формат: 60х84/8. Ум. друк. арк. 10,46.
Тираж 8000 прим. Зам. 2021-trauma-106.*

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

Друк: ТОВ «Ландпрес»
Вул. Алчевських, 2, м. Харків, 61002

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),
Поворознюк В.В. (Київ), Радченко В.О. (Харків),
Страфун С.С. (Київ), Філіпенко В.А. (Харків),
Чернишова О.Є. (Краматорськ),
Hagen Schmal (Фрайбург, Німеччина),
Robert Smigielski (Варшава, Польща),
Francesco Benazzo (Павія, Італія)

Редакційна рада

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

Editor-in-Chief

Klymovytsky F.V. (Lyman)

Deputy Editor-in-Chief

Tyazhelov O.A. (Kharkiv)

Responsible secretary

Goncharova L.D. (Kyiv)

Editorial Board

Bondarenko S.Y. (Kharkiv), Vyrva O.E. (Kharkiv),
Gayko G.V. (Kyiv), Korzh M.O. (Kharkiv),
Klymovytsky V.G. (Lyman), Loskutov O.E. (Dnipro),
Povorozniuk V.V. (Kyiv), 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, 2021
© НДІ травматології та ортопедії Донецького національного медичного університету, 2021
© Заславський О.Ю., 2021

Зміст

Огляд

Обейдат Халед, Карпінська О.Д. Остеоартроз колінного суглоба. Етіологія, лікування, реабілітація (аналітичний огляд літератури)	5
Ісайкін О.І., Черненко О.А. Причини й лікування болю в плечі.....	12

Оригінальні
дослідження

Косяков А.Н., Лоскутов А.Е., Гребенников К.А., Милосердов А.В., Федин Е.М., Галузинский А.А., Бурбурская С.В. Особенности использования аддитивных технологий в оперативной ортопедии	18
Блонський Р.І. Оцінка ефективності застосування препарату Флекстра® в пацієнтів з латеральними тендинопатіями ліктьового суглоба й ахіллового сухожилля	27
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).....	35
Дроботун О.В. До питання 3D-моделювання в плануванні лікування пухлин стегнової кістки	45
Чужак А.В. Застосування поєднаної стабільно-еластичної фіксації нестабільних ушкоджень гомілковостопного суглоба при черезсиндесмозних переломах малогомілкової кістки	50

Contents

Review

Khaled Obeidat, O.D. Karpinska Osteoarthritis of the knee joint. Etiology, treatment, rehabilitation (analytical review of the literature)	5
O.I. Isaikin, O.A. Chernenko Causes and treatment of shoulder pain	12

Original
Researches

A.N. Kosiakov, A.Ye. Loskutov, K.A. Hrebennikov, A.V. Miloserdov, Ye.M. Fedin, A.A. Haluzinskiy, S.V. Burburskaia Features of the use of additive technologies in operative orthopaedics	18
R.I. Blonskyi Evaluation of Flextra® efficiency in patients with lateral elbow and Achilles tendinopathies	27
S.Ye. Bondarenko, S.A. Denisenko, M.Yu. Karpinsky, O.V. Yaresko Investigation of the effect of porous titanium cups on stress distribution in bone tissue (mathematical modeling).....	35
O.V. Drobotun 3D modeling in the planning of treatment of femoral tumors.....	45
A.V. Chuzhak The use of the combined stable-elastic fixation for unstable injuries of the ankle joint in trans-syndesmotoc fractures of the tibia	50

Нехлопочин О.С., Вербов В.В.

Стан сагітального балансу
травмованого шийного відділу хребта
залежно від характеру ушкодження
субаксіального рівня..... 55

O.S. Nekhlopochyn, V.V. Verbov

The state of the sagittal balance
of the injured cervical spine depending
on the nature of the damage
to the subaxial level..... 55

Лікарю, що практикує

To General Practitioner

Макаров В.Б., Дєдх Н.В.,
Нікольченко О.А.

Інтеграція з кісткою імплантатів
із полілактиду 65

V.B. Makarov, N.V. Dedukh,
O.A. Nikolchenko

Osteointegration
of polylactide-based implants 65

Жук П.М., Маципура М.М.,
Мовчанюк В.О., Карпінський М.Ю.,
Карпінська О.Д., Мазур В.П.,
Псюк С.С.

Експериментальне дослідження
механічних властивостей
кісткових цементів Palacos..... 70

P.M. Zhuk, M.N. Matsipura,
V.O. Movchaniuk, M.Yu. Karpinskiy,
O.D. Karpinska, V.P. Mazur,
S.S. Psyuk

Experimental study
of the mechanical properties
of Palacos bone cements 70

Проценко В.В., Бур'янов О.А.,
Бішталі Обада, Солоніцин Є.О.

Особливості ендопротезування
суглобів і кісток при метастатичних
пухлинах..... 75

V.V. Protsenko, O.A. Buryanov,
Obada Bishtawi, Y.O. Solonitsyn

Characteristics of endoprosthesis
replacement of bones and joints
in patients with metastatic lesions 75

Турчин О.А., Пятковський В.М.,
Омельченко Т.М., Лябах А.П.

Діагностика тарзальних
коаліцій 81

O.A. Turchin, V.M. Piatkovskiy,
T.M. Omelchenko, A.P. Liabakh

Diagnosis of tarsal
coalitions 81

Вимоги до оформлення статей 87

Guidelines for submitting articles 87

Медична книга 89

Medical Book 89

24 травня 2021 року пішов із життя колишній завідувач кафедри ортопедії, травматології та військово-польової хірургії Харківського національного медичного університету, який керував нею з 1989 до 2008 року, професор **Денис Дмитрович Бітчук**.

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

12 червня 2021 року пішов із життя керівник відділу клінічної фізіології і патології опорно-рухового апарату ДУ «Інститут геронтології імені Д.Ф. Чеботарьова НАМН України», президент Української асоціації остеопорозу, президент Української асоціації менопаузи, андропаузи та захворювань кістково-м'язової системи, президент Українського підрозділу EVIDAS, заслужений діяч науки і техніки України, член правління ВГО «Українська асоціація ортопедів-травматологів», доктор медичних наук, професор **Владислав Володимирович Поворознюк**.

Співробітники НДІ травматології та ортопедії ДонНМУ, кафедри ортопедії, травматології та ХЕС ДонНМУ та редакція журналу «Травма» висловлюють співчуття рідним, колегам та друзям Владислава Володимировича. Світла йому пам'ять.

Обейдат Халед, Карпінська О.Д.

Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова МОЗ України, м. Вінниця, Україна
ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

Остеоартроз колінного суглоба. Етіологія, лікування, реабілітація (аналітичний огляд літератури)

Резюме. Згідно з епідеміологічними дослідженнями, на частку остеоартрозу (ОА) припадає 10–12 % усіх випадків захворювань опорно-рухового апарату. У загальній структурі патології коліна дегенеративні захворювання становлять 57,8 %. Актуальність проблем гонартрозу (ГА) обумовлена не тільки його поширеністю, але й високим ризиком розвитку обмежень функції колінних суглобів, що супроводжується значним зниженням якості життя пацієнтів і нерідко призводить до часткового порушення працездатності або стійкої інвалідизації хворих. ГА має значні гендерні особливості перебігу. На частку жінок припадає близько 70 % хворих, тоді як у чоловіків захворювання відмічалось майже у 2 рази рідше, але, за іншими даними, частота ГА у чоловіків до 60 років вища, а у жінок вона починає зростати після 65 років. Ендопротезування займає провідне місце у лікуванні III–IV стадій ОА колінного суглоба. Тенденція до збільшення загальної кількості операцій призводить до збільшення частоти ускладнень та незадовільних результатів, за даними деяких авторів, на результати ендопротезування скаржаться від 3,3 до 13,2 % хворих. Дослідження щодо скарг хворих у віддалені періоди після ендопротезування показали, що, незважаючи на зменшення болю, у деяких хворих спостерігали збільшення варусного кута при згинанні коліна при ходьбі та не відмічали помітного покращення параметрів ходьби порівняно з доопераційним дослідженням. Після одностороннього тотального ендопротезування (ТЕП) колінного суглоба схеми навантаження фронтальної площини на опероване коліно залишаються патологічними в довгостроковій перспективі. Після ендопротезування колінного суглоба відмічають м'язову слабкість, проведені дослідження показали зміни в усіх м'язах нижньої кінцівки. Послаблення деяких м'язів призводило до компенсаційного посилення інших. Проведені дослідження впливу доопераційної реабілітації на результат ендопротезування колінного суглоба показали її низьку ефективність. Дослідженню рухової активності хворих після ТЕП колінного суглоба останніми роками присвячено багато робіт. Вивчаються не тільки особливості ходьби, але й рухи таза, тулуба та верхніх кінцівок. Сучасні методи діагностики просторових коливань тіла при ходьбі показали, що порушення рухів тіла — надмірні рухи руками, розхитування таза, несиметричність згинання колінних суглобів тощо, після ендопротезування зберігаються у хворих і відновлюються повільно, а деякі порушення залишаються назавжди. **Висновки.** Ендопротезування колінного суглоба позбавляє хворого болю, покращує якість життя, але, за даними багатьох дослідників, хворі скаржаться на неповне відновлення функціональності протезованої кінцівки. За аналізом дослідників, основними причинами неповного відновлення параметрів ходьби є різниця у фронтальних кутах згинання колінного суглоба й різниця у довжині кроків. Спеціальні тренувальні вправи дозволяють зменшити несиметричність кроків, але повністю відновити симетричність кроків у термін до 2 років тяжко. Проведені дослідження впливу доопераційної реабілітації на результат ендопротезування колінного суглоба показали її малу ефективність.

Ключові слова: колінний суглоб; ендопротезування; ходьба; реабілітація

Остеоартроз (ОА) відноситься до дегенеративних захворювань, при яких частіше вражаються кульшові та колінні суглоби. ОА характеризується деструктивними й гіперпластичними змінами суглобних кінців кісток і проявляється болем, дефігурацією суглобів й прогресуванням порушення їх функції [7].

Згідно з епідеміологічними дослідженнями, на частку ОА припадає 10–12 % усіх випадків захворювань опорно-рухового апарату. Серед суглобної патології ОА становить 60–80 % [3], з віком частота хвороби збільшується. У загальній структурі патології коліна захворювання на нього становлять 57,8 % від загальної кількості патологій колінного суглоба.

Актуальність проблем гонартрозу (ГА) обумовлена не тільки його поширеністю, але й високим ризиком розвитку обмежень функції колінних суглобів, що супроводжується значним зниженням якості життя пацієнтів і нерідко призводить до часткового порушення працездатності або стійкої інвалідизації хворих [1, 23]. За даними Н.И. Трофимовича [11], питома вага стійкої втрати працездатності через захворювання суглобів становить до 30 %, серед них 14,6 % випадків припадає на остеартроз колінних суглобів зі стійким негативним прогнозом перебігу. Серед осіб віком понад 50 років ОА відзначається у 27 % випадків, а понад 65 — у 97 %.

ГА має значні гендерні особливості перебігу [10], з якими пов'язані тяжкість, темпи прогресування захворювання й поширеність артикулярного патологічного процесу. У чоловіків частіше реєструються кисти Бейкера, трабекулярний набряк у виростках стегнової і великогомілкової кісток, лігаментоз, зміни передньої хрестоподібної зв'язки, перилігаментит, а в жінок — субхондральний склероз, зміни заднього рогу медіального меніска, остеокістоз та внутрішньосуглобові тіла Гоффа. Частка жінок, які страждають від ГА, становить близько 70 % хворих на первинний ОА [24, 31]. Популяційними дослідженнями було встановлено ГА у 15 % загальної популяції жінок, тоді як у чоловіків того ж віку захворювання відмічалось майже у 2 рази рідше [37], але, за іншими даними, частота ГА у чоловіків до 60 років вища, а у жінок вона починає зростати після 65 років [27].

Вважається, що остеартроз є віковою хворобою, але останніми роками він спостерігається і в людей молодого віку. Все частіше дослідники спостерігають ознаки гонартрозу у молодих працездатних людей [6, 12], у тому числі спортсменів [32]. Відмічається, що 58 % хворих на ГА, які перенесли ендопротезування, були молодше 60 років [5].

Остеартроз колінного суглоба. Перебіг захворювання. Залежно від обсягу ураження тканин суглоба виділяють 4 стадії артрозу колінного суглоба, визначаючи його симптоми [16]:

— I — симптоми відсутні, але при рентгенологічному обстеженні виявляються незначні відхилення від норм — потоншення хряща. Біль проявляє себе у вигляді легкого дискомфорту при підйомі сходами, потім поступово наростає; ранкова скутість починається з декількох хвилин і поступово наростає;

— II — пацієнт відмічає епізодичні болі при фізичних навантаженнях, при ходьбі сходами, присіданнях, довгому перебуванні у стоячому положенні; на знімках виявляються звуження суглобної щілини, ознаки дегенерації; початкові прояви остеофітів або кальцифікації латеральних зв'язок суглоба. З'являється хруст, який відрізняється від фізіологічного звуку різкістю та особливою тональністю, а також супроводжує больовими відчуттями, починається формування тугорухомості;

— III — біль постійний, навіть у спокої, ходіння без тростини неможливе; на рентгеновських знімках видно значне звуження суглобної щілини, іноді асиметричне через пошкодження менісків, ознаки деформації суглоба, остеофіти, кісткові розростання. Згинання та розгинання коліна утруднене і часто супроводжується болем. Формується деформація коліна, яка виникає через зміну форм кісток суглоба, кісткових розростань та залучення у патологічний процес м'язів і зв'язок, приєднуються запалення та набряк тканин, прогресує кульгавість;

— IV — рух у суглобах практично неможливий, рентгенологічно виявляється повне руйнування хряща і значна деформація суглобних поверхонь, велика кількість остеофітів. У тяжких випадках кістки зростаються між собою, на останніх стадіях існування суглоб може повністю заблокуватися (анкілоз).

Ендопротезування займає провідне місце у лікуванні III–IV стадій остеартрозу колінного суглоба. Головні атрибути тотального ендопротезування (ТЕП) — рухомість, стабільність і безболісність, що є перевагою перед іншими традиційними методами лікування суглоба: медикаментозний, що може допомогти тільки на ранніх стадіях остеартрозу, чи артротомія, що усуває біль, але позбавляє суглоб рухливості.

Отже, показанням до ендопротезування колінного суглоба при дегенеративних захворюваннях є артрози й артрити в стадії повного руйнування та асептичні некрози.

Протипоказання до ендопротезування можна поділити на абсолютні і відносні. Абсолютні — це ті, що усунути неможливо.

До протипоказань зараховують: декомпенсовані захворювання серця, легень, нирок, ендокринні захворювання; психічні розлади; порушення рухової функції; наявність гнійних захворювань.

Ускладнення ендопротезування колінного суглоба. Тенденція до збільшення загальної кількості операцій та зменшення віку пацієнтів, яким проводять ендопротезування колінного суглоба, призводить до збільшення частоти ускладнень та незадовільних результатів. За даними деяких авторів, на результати ендопротезування скаржаться від 3,3 до 13,2 % хворих, інфекційні ускладнення розвиваються в 0,5–3,5 % випадків, при цьому частка повторних втручань становить 3,2–5,6 % [25, 28].

Параартикулярний біль, контрактури, асептична нестабільність компонентів ендопротеза зустрічаються в 3–12 % випадків [9].

За даними об'єднаних національних реєстрів ТЕП колінного суглоба, до 18,2 % пацієнтів незадоволені результатом операції, як правило, через біль [8, 17].

Серед основних чинників, що призводять до виникнення ускладнень ТЕП колінного суглоба, виділяються ускладнення, пов'язані з самим оперативним втручанням (40 % загальної кількості), серед них на частку помилок під час встановлення ендопротеза припадає 80 % випадків, на інші 20 % припадали випадки, коли протезування можна було замінити іншими видами лікування. Ускладнення, пов'язані з самим пацієнтом, становили 20 % загальної кількості [2, 26].

Особливості відновлення хворих після ТЕП колінного суглоба. У 2017 році J. Naili et al. [30] провели дослідження щодо скарг хворих у віддалені періоди після ТЕП колінного суглоба та порівняли результати інструментальних досліджень хворих, які повідомляли про добрі результати щодо якості життя, покращили біомеханіку колінного суглоба при ходьбі, з результатами хворих, які скаржилися на погані результати. Отже, незважаючи на зменшення болю в усіх хворих, у хворих, які оцінювали результат лікування як хороший, значно покращили біомеханіку ходьби, у них збільшився діапазон згинання/розгинання коліна, зменшився пік варусного кута, збільшилася швидкість пересування. У хворих, які відмічали поганий результат, спостерігали збільшення варусного кута при згинанні коліна при ходьбі та не відмічали помітного покращення параметрів ходьби порівняно з доопераційним дослідженням.

Колективом дослідників B. Alice et al. (2015) [13] було визначено, що через 3 місяці після операції ТЕП колінного суглоба пацієнти завжди ходять повільніше, швидкість згинання/розгинання суглоба значно менша, ніж в контрольній групі. Але спостерігається деякий прогрес щодо збільшення довжини кроку, швидкості ходьби та фронтального вирівнювання колінного суглоба порівняно з доопераційним обстеженням.

Більш ретельне дослідження ходьби хворих та ступінь покращення біомеханіки ходьби після ендопротезування колінного суглоба провели дослідники Школи реабілітаційної науки Шанхайського університету традиційної китайської медицини. За даними W. Xubo et al. (2017) [40], проведене 3D-дослідження ходьби 18 хворих після ТЕП колінного суглоба показало, що оперований бік демонструє значно менший загальний час підтримки та час одноразової підтримки, а також значно довшу фазу маху порівняно з іншим боком. Під час ходьби оперований бік мав значно менший кут згинання колінного суглоба під час розмаху та більший кут згинання коліна й вальгусний кут під час середньої фази кроку (одноопорна фаза кроку), ніж неоперований бік. Була помірна та значна кореляція між характером ходьби та динамічною кінематикою коліна. Отже, дослідники визначили, що після ТЕП колінного суглоба порушення ходьби були пов'язані з неадекватним згинанням колін у фазі розмаху та недостатнім розгинанням у фазі стояння, а також збільшенням діапазону вальгуса.

Ці ж дослідники [38] пізніше показали, що між просторово-часовими параметрами оперованого боку ноги та оцінкою WOMAC під час ходьби існує помірна негативна кореляція, висока кореляція між оцінкою WOMAC та піковим згинанням коліна при махах, кутом згинання коліна й кутом вальгуса в середній стійці, за винятком довжини кроку та швидкості руху вперед, інші параметри ходьби суттєво корелювали з показником якості життя SF-36. За результатами досліджень було визначено, що означені вище параметри просторової орієнтації колінного суглоба при ходьбі у ранні терміни після операції можуть використовуватися як ефективні показники для оцінки післяопераційної функції коліна та ефективності реабілітації якості життя після операції ендопротезування колінного суглоба.

Після одностороннього ТЕП колінного суглоба схеми навантаження фронтальної площини на опероване коліно залишаються патологічними в довгостроковій перспективі. Група дослідників E.M. Debbi (2015) [21] припустила, що неопероване коліно має більші навантаження на фронтальну площину після операції, отже, завданням цього дослідження було порівняти передопераційну та ранню післяопераційну схеми навантаження обох колін після одностороннього ТЕП колінного суглоба. Було визначено, що у фронтальній площині ТЕП колінного суглоба зменшує навантаження на оперованому коліні та не погіршує навантаження в неоперованому, отже, терапія після операції повинна бути зосереджена на збереженні зменшення моменту аддукції в оперованому суглобі та запобіганні подальшому погіршенню структури навантаження в неоперованому.

Відомо, що після операції ТЕП колінного суглоба серед пацієнтів відмічають м'язову слабкість. M.M. Ardestani і M. Moazen (2016) [15] проаналізували роботу м'язів і колінних суглобів при різних м'язових порушеннях та визначили мінімальні вимоги до м'язової сили, необхідні для збереження моделей ходьби після ТЕП колінного суглоба. Моделювання й аналіз проводили з використанням статистичного підходу для оцінки форм хвилі ходьби, тобто просторового відображення параметрів ходьби. Результати цього дослідження містять клінічно важливі, хоча й попередні пропозиції: м'язи згиначів стегна та підшовного згинача компенсували слабкість розгиначів стегна; розгиначі тазостегнових суглобів, аддукторів стегна та підшовно-згинальних м'язів гомілковостопного суглоба компенсували слабкості згиначів стегна; м'язи згиначів стегна та коліна реагували на слабкість згиначів стегна; слабкість розгиначів коліна та згиначів коліна компенсувалась м'язами розгиначів і розгиначів стегна.

K.L. Paterson et al. (2017, 2018, 2020) провели тривале дослідження щодо впливу статі та маси тіла (ожиріння) на результати ТЕП колінного суглоба при остеоартрози. Дослідники вивчали просторові показники ходьби хворих до [33] ТЕП колінного суглоба, що планується, і через 6 місяців та 2 роки. До ендопротезування було

визначено, що у чоловіків більш високий абсолютний пік моменту аддукції коліна та вертикальної сили на опору порівняно з жінками, різниця між статями залишалася після коригування на розмір тіла. Біомеханіка колін була близькою в групах ожиріння, група ожиріння не впливала на кінематику або моменти колінного суглоба.

Через 6 місяців після ТЕП колінного суглоба були проаналізовані результати у тих же хворих [34]. Було визначено, що стать, а не ожиріння впливає на зміну біомеханіки ходьби після артропластики. У чоловіків після операції зберігається ненормальна ходьба, а у жінок ходьба покращується.

Віддалені результати через 2 роки після ТЕП колінного суглоба [35] підтвердили, що на зміну біомеханіки ходьби впливає стать, а не ожиріння. Через 2 роки у чоловіків спостерігався більший варусний кут при ходьбі, більш низький піковий кут у фронтальній площині коліна. Але біомеханіка ходьби через 2 роки не відрізнялася між групами з доопераційним ожирінням та без нього.

Близькі дані отримали дослідники A. Phinyomark et al. (2016) [36], жінки з ОА та здорові показали значущо більші кути відведення колінного суглоба та стегна порівняно з чоловіками тих же груп. При дослідженні параметрів ходьби з точністю 98–100 % була знайдена різниця між гендерними групами. Ці результати, на думку авторів, передбачають, що при дослідженні біомеханічної етіології ОА колінного суглоба треба враховувати стать, а також розробити протоколи аналізу та реабілітації з урахуванням гендерного фактора.

Результатом численних досліджень ходьби хворих після ТЕП колінного суглоба можна вважати висновок, зроблений дослідниками M. Aljehani et al. (2019) [14]. Однобічні симптоми та однобічне ТЕП колінного суглоба відмічаються частіше, у багатьох пацієнтів спостерігається двосторонній рентгенологічний ОА. Оскільки протилежна (неоперована) кінцівка часто використовується для порівняння клінічних і біомеханічних результатів, важливо вважати, що наявність ОА впливає на схеми руху в будь-якій кінцівці. На двох групах хворих (з однобічним та двобічним ОА) після одностороннього ТЕП колінного суглоба були порівняні параметри ходьби через 6 та 24 місяці після лікування. Визначено, що хворі з контралатеральним ОА коліна, мають більш симетричну ходьбу, хоча спостерігаються порушення з обох боків. У хворих з однобічним ОА було виявлено більше різниці між параметрами кроку. На думку авторів, симетричні схеми рухів між кінцівками після операції не повинні бути єдиним фактором, на якому базується відновлення руху, слід враховувати стан контралатерального колінного суглоба.

Майбутнє хірургії тотального ендопротезування колінного суглоба включатиме планування, що залучає більш специфічні для пацієнта характеристики. Незважаючи на відомі біологічні, морфологічні та функціональні відмінності між чоловіками й жінками,

мало досліджено біомеханічних і нервово-м'язових відмінностей колінного суглоба між чоловіками та жінками з ОА, не вивчалися біомеханічні та нервово-м'язові реакції, специфічні для статі, на операцію ТЕП. J.L. Astephen Wilson et al. (2015) [39] вивчали пов'язані зі статтю різниці в кінематиці та нервово-м'язових паттернах колінного суглоба при ходьбі до та через 1 рік після ТЕП. Було виявлено низку специфічних для статі відмінностей, які дозволяють припустити різний прояв кінцевої стадії ОА коліна між статями.

Реабілітація. Особливості та складнощі. За класичними даними ведення хворих на остеоартроз колінного суглоба, реабілітаційні заходи починають ще до операції ендопротезування. Основними лікувальними процедурами є фізіотерапевтичні. Фізіотерапія — важлива частина реабілітації після ТЕП, але вплив доопераційної фізіотерапії вивчено мало. У 2015 році дослідниками Каледонського університету (Глазго) було проведено систематизований пошук літературних даних щодо рандомізованих контрольованих досліджень (з 2004 по 2014 р.) щодо впливу передопераційної фізіотерапії на результати ТЕП колінного суглоба у пацієнтів похилого віку [20]. Дослідники визначили, що недостатньо доказів того, що передопераційна фізіотерапія більш ефективна, ніж її відсутність або звичайний догляд.

Аналогічних висновків дійшли дослідники малайзійської ортопедичної школи, які у 2016 році провели широке рандомізоване дослідження щодо передопераційної фізіотерапії. За їх даними, 6-тижнева доопераційна фізіотерапія не показала значного впливу на короткочасні функціональні результати після первинного ТЕП колінного суглоба [29].

Після операції ендопротезування в комплекс реабілітаційних заходів включають фізичні вправи, що направлені на відновлення м'язової сили і на вироблення правильної ходьби. Отже, вивчення порушень, що відбуваються під час перебігу ОА, дають можливість правильно сформулювати лікувальні вправи на усунення сформованих патологічних звичок ходьби.

Групою реабілітологів було проведено дослідження щодо програми відновлення навичок ходьби у хворих після ТЕП колінного суглоба. Вивчали найближчі та довгострокові наслідки програми навичок ходьби порівняно із звичайною фізіотерапією на фізичну функцію, біль та сприйняття самоефективності. На результатах лікувальної фізкультури (ЛФК) 57 пацієнтів було визначено, що програма навичок ходьби мала кращий вплив на ходьбу, ніж звичайна фізіотерапія. Реабілітація, що зосереджена на вивченні різних способів ходьби через практику, дає більш помітні результати у пацієнтів після ендопротезування колінного суглоба [18].

Для відновлення повноцінної ходьби важливі не тільки корекція кутів згинання суглобів нижніх кінцівок, довжина та тривалість кроків, важливу роль відіграють динамічні параметри всього тіла.

Рух тулуба є важливим, але ще мало вивченим після повного ендопротезування коліна. Група япон-

ських вчених [19] аналізувала періодичність руху тулуба (кут, швидкість та зміщення), параметри кроків, швидкість ходьби (довжина кроку, ширина кроку) та діапазон рухів суглобів нижніх кінцівок (стегна, коліна та гомілковостопний суглоб) для подальшого використання отриманих даних в програмі післяопераційної реабілітації після ендопротезування. Було визначено, що максимальна швидкість тулуба була направлена у бік, контралатеральний протезованому, максимальне зміщення тулуба у бік протезування було зменшеним, максимальна швидкість вгору на боці протезування збільшилася, а максимальне зміщення тулуба на боці, протилежному протезуванню, значно зменшилося у напрямку вгору-вниз. Відновлення приведення стегна під час фази стояння поліпшує вирівнювання колін, сприяє зменшенню руху тулуба в оперований бік. У ранній період після ендопротезування зменшення руху стовбура в коронарній площині є корисним для підтримання балансу стовбура та запобігання падінням.

Після виписки зі стаціонару та проходження первинної реабілітації необхідна подальша післяопераційна ЛФК для підтримання функціональної рухливості суглобів. Телереабілітація може бути потенційним інноваційним підходом до лікування. Німецькими вченими [22] у 2017 році була запропонована та зареєстрована програма телереабілітації 110 учасників після ТЕП колінного або кульшового суглобів. Планується, за програмою, провести 3-місячне інтерактивне домашнє тренування з використанням телереабілітації. Очікується, що учасники отримують користь від програми за всіма показниками, і в разі успіху ця система може бути застосована в широкого кола хворих.

Функціональне відновлення нижніх кінцівок є тривалим процесом, і необхідне стійке функціональне тренування.

Висновки

Огляд літератури показав, що при тяжких дегенеративних ураженнях колінного суглоба у хворих порушується біомеханіка руху, що може призвести до інвалідності.

Ендопротезування колінного суглоба позбавляє хворого болю, покращує якість життя, але, за даними багатьох дослідників, хворі скаржаться на неповне відновлення функціональності протезованої кінцівки. За результатами аналізу дослідників, основними причинами неповного відновлення параметрів ходьби є різниця у фронтальних кутах згинання колінного суглоба й різниця у довжині кроків. Спеціальні тренувальні вправи дозволяють зменшити несиметричність кроків, але повністю відновити симетричність кроків у термін до 2 років складно.

Проведені дослідження впливу доопераційної реабілітації на результат ендопротезування колінного суглоба показали її малу ефективність.

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

Список літератури

1. Борткевич О.П. Сучасні інструментальні методи візуалізації в ревматології: Магнітно-резонансна томографія. *Український ревматологічний журнал*. 2007. 28(2). 10-16.
2. Гайко Г.В., Сулима О.М., Торчинський В.П., Підгаєцький В.М., Осадчук Т.І. Помилки та ускладнення тотального ендопротезування колінного суглоба. *Вісник ортопедії, травматології та протезування*. 2019. 4. 4-10. DOI: 10.37647/0132-2486-2019-103-4-4-10.
3. Губачев Ю.М., Макиєнко В.В. *Болезни суставов*. СПб., 1998.
4. Коваленко В.М., Борткевич О.П. Застосування МРТ і УЗД в діагностиці остеоартрозу. *Український ревматологічний журнал*. 2010. 39(1). 55-86.
5. Колесников М.А. Лечение гонартроза: современные принципы и подходы. *Практическая медицина*. 2010. 8(47). 97-99.
6. Лебець І.С., Шевченко Н.С., Матвієнко О.В., Неліна І.М. Механізми формування остеоартрозу в підлітків. *Український ревматологічний журнал*. 2007. 30(4). 3-6.
7. Михайлов А.Н. *Руководство по медицинской визуализации*. Мн.: Выш. школа, 1996.
8. Паратте С., Корнилов Н.Н., Тиенпонт Э., Балдини А., Тихилов Р.М., Аргенсон Ж.-Н., Куляба Т.А. Необъяснимая боль после тотального эндопротезирования коленного сустава. *Травматология и ортопедия России*. 2013. 4(70). 92-6. doi: 10.21823/2311-2905-2013-4-92-96.
9. Румянцев Ю.И. Лучевая диагностика осложненных эндопротезирования тазобедренного и коленного суставов. *Бюллетень сибирской медицины*. 2012. 11(5). 5.
10. Синяченко О.В., Єрмолаєва М.В., Ютовець Т.С., Головкина Е.С. Гендерно-вікові особливості перебігу гонартрозу. *Український ревматологічний журнал*. 2013. 51(1). 33-37.
11. Трофимович Н.И. Медико-социальная экспертиза при дегенеративно-дистрофических поражениях коленного сустава. *Здравоохранение (Белоруссия)*. 1999. 2. 27-29.
12. Шевченко Н.С., Лебець І.С., Неліна І.Н., Кашкалда Д.А. Патогенетическая значимость воспаления при остеоартрозе у подростков с инициальными стадиями заболевания. *Український ревматологічний журнал*. 2010. 39(1). 50-54.
13. Alice B., Stéphane A., Yoshisama S., Pierre H., Domizio S., Hermes M., Katia T. Evolution of knee kinematics three months after total knee replacement. *Gait Posture*. 2015. 41(2). 624-9. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.01.010 [Epub 2015 Jan 19].
14. Aljehani M., Madara K., Snyder-Mackler L., Christiansen C., Zeni J.A. Jr. The contralateral knee may not be a valid control for biomechanical outcomes after unilateral total knee arthroplasty. *Gait Posture*. 2019. 70. 179-184. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.01.030.
15. Ardestani M.M., Moazen M. How human gait responds to muscle impairment in total knee arthroplasty patients: Muscular compensations and articular perturbations. *J. Biomech*. 2016. 49(9). 1620-1633. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.03.047.

16. Aweid O., Haider Z., Saed A., Kalairajah Y. Treatment modalities for hip and knee osteoarthritis: A systematic review of safety. *Journal of Orthopaedic Surgery*. 2018 Nov 8. 26(3). doi: 10.1177/2309499018808669.
17. Brander V.A., Stulberg S.D., Adams A.D., Harden R.N., Bruehl S., Stanos S.P., Houle T. Ranawat Award Paper: Predicting Total Knee Replacement Pain (A Prospective, Observational Study). *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2003. 416. 27-36. doi: 10.1097/01.blo.0000092983.12414.e9.
18. Bruun-Olsen V., Heiberg K.E., Wahl A.K., Mengshoel A.M. The immediate and long-term effects of a walking-skill program compared to usual physiotherapy care in patients who have undergone total knee arthroplasty (TKA): a randomized controlled trial. 2013. 35(23). 2008-2015. doi: 10.3109/09638288.2013.770084.
19. Chang Q.Z., Sohmiya M., Wada N., Tazawa M., Sato N., Yanagisawa S., Shirakura K. Alternation of trunk movement after arthroplasty in patients with osteoarthritis of the knee. *J. Orthop. Sci.* 2011. 16(4). 382-8. doi: 10.1007/s00776-011-0066-y.
20. Chesham R.A., Shanmugam S. Does preoperative physiotherapy improve postoperative, patient-based outcomes in older adults who have undergone total knee arthroplasty? A systematic review; *Physiother. Theory Pract.* 2017. 33(1). 9-30. doi: 10.1080/09593985.2016.1230660.
21. Debbi E.M., Bernfeld B., Herman A., Laufer Y., Green-tal A., Sigal A., Zaulan Y., Salai M., Haim A., Wolf A. Frontal plane biomechanics of the operated and non-operated knees before and after unilateral total knee arthroplasty. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*. 2015. 30(9). 889-94. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2015.07.013.
22. Eichler S., Rabe S., Salzwedel A., Müller S., Stoll J., Tilgner N., John M., Wegscheider K., Mayer F., Völler H. Effectiveness of an interactive telerehabilitation system with home-based exercise training in patients after total hip or knee replacement: Study protocol for a multicenter, superiority, no-blinded randomized controlled trial. *Randomized Controlled Trial. Trials*. 2017. 18(1). 438. doi: 10.1186/s13063-017-2173-3.
23. Felson D.T. Osteoarthritis: Virtual joint replacement as an outcome measure in OA. *Nat. Rev. Rheumatol.* 2012. 8(4). 187-188.
24. Hawker G.A., Badley E.M., Croxford R., Coyte P.C. A population-based nested case-control study of the costs of hip and knee replacement surgery. *Med. Care*. 2009. 47(7). 732-741.
25. Indelli P.F., Glori G., Maloney W. Level of constraint in revision knee arthroplasty. *Curr. Rev. Musculoskelet. Med.* 2015. 8(4). 390-397.
26. Kellgren J., Lawrence J. Radiological assessment of osteoarthritis. *Ann. Rheum. Dis.* 1957. 16. 494-501.
27. Lacey R.J., Thomas E., Duncan R.C., Peat G. Gender difference in symptomatic radiographic knee osteoarthritis in the knee clinical assessment — CAS (K): a prospective study in the general population. *BMC Musculoskelet. Disord.* 2008. 11(9). 82-83.
28. Lentino J.R. Prosthetic joint infections: bane of orthopedists, challenge for infectious disease specialists. *Clin. Infect. Dis.* 2003. 36. 1157-1161.
29. Mat Eil Ismail M.S., Sharifudin M.A., Shokri A.A., Ab Rahman S. Preoperative physiotherapy and short-term functional outcomes of primary total knee arthroplasty. *Randomized Controlled Trial. Singapore Med. J.* 2016. 57(3). 138-43. doi: 10.11622/smedj.2016055.
30. Naili J., Wretenberg P., Lindgren V., Iversen M., Hedström M., Broström E. Improved knee biomechanics among patients reporting a good outcome in knee-related quality of life one year after total knee arthroplasty. *BMC Musculoskelet. Disord.* 2017. 18(1). 122. doi: 10.1186/s12891-017-1479-3.
31. Nuaez M., Nuaez E., Sastre S., Del-Val J.L. Prevalence of knee osteoarthritis and analysis of pain, rigidity, and functional incapacity. *Orthopedics*. 2008. 31(8). 753-754.
32. Oakley S.P., Lassere M.N. A critical appraisal of quantitative arthroscopy as an outcome measure in osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum.* 2003. 33(2). 83-105. doi: 10.1016/s0049-0172(03)00082-9.
33. Paterson K.L., Sosdian L., Hinman R.S., Wrigley T.V., Kasza J., Dowsey M., Choong P., Bennell K.L. The influence of sex and obesity on gait biomechanics in people with severe knee osteoarthritis scheduled for arthroplasty. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*. 2017. 49. 72-77. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2017.08.013.
34. Paterson K.L., Sosdian L., Hinman R.S., Wrigley T.V., Kasza J., Dowsey M., Choong P., Bennell K.L. Effects of sex and obesity on gait biomechanics before and six months after total knee arthroplasty: A longitudinal cohort study. *Gait Posture*. 2018. 61. 263-268. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.01.01.
35. Paterson K.L., Sosdian L., Hinman R.S., Wrigley T.V., Kasza J., Dowsey M., Choong P., Bennell K.L. The influence of sex and pre-operative obesity on biomechanics two years after total knee arthroplasty: A longitudinal cohort study. *Gait Posture*. 2020. 76. 74-84. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.10.031.
36. Phinyomark A., Osis S.T., Hettinga B.A., Kobsar D., Ferber R. Gender differences in gait kinematics for patients with knee osteoarthritis. *BMC Musculoskelet. Disord.* 2016. 17. 157. doi: 10.1186/s12891-016-1013-z.
37. Quintana J.M., Arostegui I., Escobar A., Azkarate J. Prevalence of knee and hip osteoarthritis and the appropriateness of joint replacement in an older population. *Arch. Intern. Med.* 2008. 168(14). 1576-1584.
38. Wang C., Huang S., Yu X., Jiang L., Bai Y., Lu Y., Wu X. Correlation Analysis on Early Gait and Prognosis Function after Total Knee Arthroplasty; *Journal of Medical Biomechanics*. 2018. 33(6). 558-563. DOI: 10.16156/j.1004-7220.2018.06.013.
39. Astephen Wilson J.L., Dunbar M.J., Hubley-Kozey C.L. Knee joint biomechanics and neuromuscular control during gait before and after total knee arthroplasty are sex-specific. *J. Arthroplasty*. 2015. 30(1). 118-25. doi: 10.1016/j.arth.2014.07.028.
40. Xubo W., Lixi C., Lianbo X., Yong H., Shuyun J., Songbin Y., Yijie L. Research Article Early Spatiotemporal Patterns and Knee Kinematics during Level Walking in Individuals following Total Knee Arthroplasty. *J. Health. Eng.* 2017. 2017. 7056469. doi: 10.1155/2017/7056469. Epub 2017 Jul 31.

Отримано/Received 27.04.2021

Рецензовано/Revised 11.05.2021

Прийнято до друку/Accepted 17.05.2021 ■

Khaled Obeidat, O.D. Karpinska

National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine

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

Osteoarthritis of the knee joint. Etiology, treatment, rehabilitation (analytical review of the literature)

Abstract. According to epidemiological studies, osteoarthritis accounts for 10–12 % of all cases of musculoskeletal diseases. In the general structure of knee pathology, degenerative diseases make up 57.8 %. The urgency of the problems of gonarthrosis is due to not only its widespread prevalence, but also the high risk of developing knee dysfunction, accompanied by a significant reduction in the quality of life of patients and often leading to partial or permanent disability of patients. Gonarthrosis has significant gender features. Women account for about 70 % of the number of patients, while men had this disease almost 2 times less often, but other data indicate that the incidence of gonarthrosis in men under 60 years of age is higher, and in women it begins to increase after 65 years. Knee replacement is a leading method in the treatment of knee osteoarthritis stages III–IV. The tendency towards an increase in the total number of surgeries leads to an increase in the frequency of complications and unsatisfactory results: according to some authors, from 3.3 to 13.2 % of patients complain of knee replacement outcomes. Studies of long-term complaints after arthroplasty have shown that in addition to pain reduction, some patients had an increase in varus angle when bending the knee while walking but they didn't mark an improvement in gait parameters compared to preoperative examination. After unilateral total knee arthroplasty, the load patterns of the frontal plane in the operated knee remain pathological in the long run. After

knee arthroplasty, there is muscle weakness, and studies have shown changes in all muscles of the lower extremity. Weakening of some muscles led to compensatory strengthening of others. Studies of the effect of preoperative rehabilitation on the outcome of knee arthroplasty have shown its low efficiency. Many studies have studied motor activity of patients after total knee arthroplasty in recent years. Not only gait features, but also movements of the pelvis, trunk and upper extremities are studied. Modern methods of diagnosing spatial oscillations of the body when walking have shown that disorders of body movements — excessive hand movements, pelvic loosening, asymmetrical flexion of the knee joints, etc., after arthroplasty are preserved in patients and restore slowly, and some disorders remain forever. **Conclusions.** Knee arthroplasty relieves pain, improves quality of life, but according to many authors, patients complain of incomplete restoration of the functionality of the prosthetic limb. According to the researchers, the main cause for incomplete recovery of gait parameters is the difference in the frontal angles of the knee joint flexion and the difference in the length of the steps. Special training exercises can reduce the asymmetry of the steps, but it is difficult to completely restore the symmetry of the steps within 2 years. Studies of the effect of preoperative rehabilitation on the outcome of knee arthroplasty have shown its low effectiveness.

Keywords: knee joint; arthroplasty; gait; rehabilitation

Причини й лікування болю в плечі

Резюме. У статті розглядаються найбільш поширені причини болю й рухових порушень у плечовому суглобі. Описано патогенез і клінічні особливості різних захворювань навколосуглобового апарату плечового суглоба. Подані сучасні підходи до лікування періартикулярної патології плечолопаткової ділянки.

Ключові слова: періартрит плечового суглоба; патологія обертальної манжети плеча; адгезивний капсуліт; нестероїдні протизапальні засоби; німесулід; декскетопрофен

Поширеність болю в плечі серед населення, за різними оцінками, становить від 7 до 26 %. За даними скандинавського дослідження, біль у плечі є однією з найбільш частих причин непрацездатності населення, на частку якої припадає 18 % оплачуваних лікарняних листів [22]. Найбільш частою причиною болю в плечовій ділянці є періартрит плечового суглоба (shoulder periartthritis). У літературі використовують різні терміни для визначення цього стану (плечолопатковий періартроз, плечова періартропатія, синдром «замороженого плеча», синдром здавлювання ротаторів плеча (subacromial impingement syndrome) тощо), що частково пояснює великий розкид статистичних даних, наведених різними авторами. Для плечолопаткового періартриту характерний біль у ділянці періартикулярної тканини плечового суглоба з обмеженням обсягу рухів у ньому. Під періартритом мають на увазі групу різних за етіологією і клінічною картиною захворювань навколосуглобового апарату плечового суглоба [1]. Один з піонерів вивчення періартикулярної патології плечолопаткової ділянки, Codman, який запропонував в 1934 р. термін «заморожене плече», описав цей стан так: «складно визначити, складно лікувати й складно пояснити з точки зору патології».

Анатомія і патогенез

Плечовий пояс складається з 3 кісток: лопатки, ключиці й плечової кістки. Плечовий суглоб — кулястий, багатоосовий, синовіальний. Основою його є суглобова западина лопатки й головка плечової кістки («куля в лузі»). При цьому поверхня головки плечової кістки за площею втричі більша від поверхні суглобової западини лопатки. У плечовому суглобі немає внутрішньосуглобових зв'язок. Капсула плечового суглоба тонка, має глибоку нижню складку і 2 отвори, в одному з яких — сухожилля довгої головки біцепса, у другому — підлопаткового м'яза. Зверху плечовий суглоб захищений склепінням, утвореним дзьобоподібним виростком лопатки, акроміоном й клювоподібно-акроміальною зв'язкою. Зміцнює плечовий пояс плоский синовіальний акроміально-ключичний суглоб. Субакроміальна сумка, що знаходиться в нормі

в стані спадіння, при відведенні руки сприяє гладкому ковзанню великого горбка плечової кістки по нижній поверхні акроміального виростка. Рухи в плечовому суглобі здійснюються навколо трьох осей: сагітальної — відведення й приведення руки, фронтальної — згинання (тобто підняття руки вперед) і розгинання, а також вертикальної — обертання плеча разом з передпліччям і кистю досередини й назовні. Крім того, у плечовому суглобі можливо кругове обертання. Відведення плеча вище від горизонтального рівня гальмується за рахунок упору великого горбка плечової кістки в клювоподібно-акроміальну зв'язку. Стабільність суглоба в основному визначається м'язами обертальної манжети плеча: надостним, підостним, малим круглим і підлопатковим. Низка авторів окремо виділяють манжету довгих ротаторів, яку формують такі м'язи, як дельтоподібний, великий круглий, найширший м'яз спини тощо. Отже, плечовий суглоб є, з одного боку, найбільш мобільним, а з іншого — найменш захищеним великим суглобом організму, що визначає підвищений ризик його уразливості [1].

Причини розвитку періартикулярних уражень плечового суглоба різноманітні й до кінця не зрозумілі. Факторами ризику можуть бути пряма й непряма травма, хронічна мікротравматизація структур плечового суглоба. Часто захворювання виникає після динамічних або статичних фізичних навантажень, спрямованих на стискання або розтягнення суглоба, пов'язаних із професійною діяльністю або спортом. Обговорюється роль уроджених аномалій будови суглоба і зв'язково-м'язового апарату, таких як дисбаланс м'язів обертальної манжети плеча й порушення центрування головки плечової кістки в суглобі. У патогенезі мають значення як дегенеративно-дистрофічні процеси, так і запальні, метаболічні, нейротрофічні процеси і до кінця ще не вивчені імунні механізми. Відзначено зв'язок між ураженням внутрішніх органів і періартикулярною патологією. Плечолопатковий періартрит часто виникає після інсульту (на стороні геміпарезу), інфаркту міокарда, ураження легень і плеври, патології жовчного міхура та інших захворювань внутрішніх органів. Дослідження остан-

нього десятиліття показали значимість психологічних, соціальних та екологічних чинників у розвитку й підтриманні больового синдрому плеча [1, 22].

Вплив вертеброгенної патології шийного відділу хребта на розвиток плечолопаткового больового синдрому широко дискутується, однак однозначних даних щодо цього питання немає. При плечолопатковому періартриті досить часто виявляються функціональні блоки на середньому шийному рівні. Рефлекторне напруження м'язів, що беруть участь у формуванні оберտальної манжети плеча, може сприяти виникненню больового синдрому й дисфункції плеча, компресія вегетативних волокон, що іннервують плечовий суглоб, при дискорадикулярному конфлікті також гіпотетично може призводити до порушення суглобової трофіки. Іншими причинами больових проявів і рухових розладів у плечовому суглобі можуть бути різні варіанти ураження плечового сплетення й окремих судинно-нервових пучків (при тунельних синдромах), а також неопластичні процеси [1, 3].

У МКХ-10 (Міжнародній класифікації хвороб 10-го перегляду, 1995 р.) діагноз «періартрит плечового суглоба» відсутній; усе періартикулярні ураження ділянки плечового суглоба подані у вигляді окремих нозологічних форм, що в основному відповідають класифікації, запропонованій Т. Thornhill (1989):

1. Тендиніт м'язів оберտальної манжети (із зазначенням конкретного м'яза).
2. Тендиніт двоголового м'яза плеча.
3. Кальцифікуючий тендиніт.
4. Розрив (частковий або повний) сухожилля м'язів ділянки плечового суглоба.
5. Адгезивний капсуліт.

На нашу думку, більш обґрунтовано в повсякденній клінічній практиці розмежовувати періартикулярні ураження на патологію оберտальної манжети (перші 4 пункти класифікації) і ураження власне капсули (пункт 5). Важливо проводити таке розмежування в дебюті захворювання, тому що тривало існуюча патологія оберտальної манжети призводить до змін капсули, і навпаки, при адгезивному капсуліті в процес залучаються періартикулярні м'язи й сухожилля.

Патологія оберտальної манжети плеча

Вона вважається найпоширенішою причиною болю й рухових порушень у плечовому суглобі. Частіше страждають чоловіки, старші від 40 років, у процес залучається домінуюча рука [2, 16].

Останніми роками часто використовується термін, запропонований в 1972 р. Neer, — синдром зіткнення плеча, або синдром здавлювання ротаторів плеча, супраспинальний синдром (M75.1 — МКХ-10: impingement syndrome або subacromial impingement syndrome). Це практично синонім патології оберտальної манжети плеча, що пов'язана з ураженням сухожилля і м'язів у результаті хронічної мікротравматизації або гострої травми, переважно під коракоакроміальною аркою. Найбільш вразливим місцем оберտальної манжети є сухожилля надостного м'яза, тому що воно

знаходиться прямо під акроміальним відростком лопатки.

Часто внаслідок вікових або посттравматичних змін відбувається загострення акроміального виростка з відкладенням на нижній, звернений до оберտальної манжети, поверхні солей кальцію у вигляді шипів-остеофітів, що призводить до травматизації сухожилля. Має значення форма акроміального виростка. Bigliani виділив три типи акроміона: акроміон 1-го типу має плоску форму, 2-й тип — більш вигнутий, лежить паралельно голові плечової кістки, і 3-й тип — із загостренням гаком, що створює підвищену небезпеку ураження. Крім того, у розвитку цього синдрому відіграють роль хронічні запальні артритичні процеси, кальцифікація сухожилля тощо [9, 16].

При електроміографії трапецієподібного м'яза у хворих з патологією оберտальної манжети плеча не виявляється істотних змін [5].

Neer виділив три стадії процесу:

— 1-ша стадія — гострого запалення, набряку (і можливого крововиливу) сухожилля м'язів оберտальної манжети плеча, як правило, виникає в пацієнтів віком до 25 років і регресує при адекватній консервативній терапії;

— 2-га стадія — формується у віці 25–45 років, потовщене сухожилля створює умови, що сприяють тертю; у ньому розвиваються необоротні явища тендиніту й фіброзу;

— 3-тя стадія — зазвичай розвивається після 40 років. Ключовим фактором є механічне пошкодження сухожилля оберտальної манжети плеча. На цьому етапі відзначається зменшення субакроміального простору й наявність остеофітів коракоакроміальної арки [9, 16].

Для патології оберտальної манжети плеча характерний поширений тупий біль у верхньозовнішньому відділі плеча (у ділянці дельтоподібного м'яза, під акроміоном, біля горбка плечової кістки, іноді з іррадіацією до ліктя). Біль, як правило, виникає після значних або незвичних фізичних навантажень, посилюється при підйомі руки вгору.

Багато пацієнтів відзначають, що біль заважає їм заснути, особливо в положенні лежачи на боці ураженого суглоба. На більш пізніх стадіях біль посилюється, може виникати обмеження рухів у суглобі. Іноді відзначається поклачування в суглобі в момент опускання руки. Характерне вибіркове обмеження рухливості в ураженому м'язі при збереженні (на ранніх стадіях) обсягу пасивних рухів.

Для диференціальної діагностики ураження різних відділів традиційно використовується низка проб. У кокранівському огляді (2013) не виявлено найбільш адекватних тестів для діагностики синдрому оберտальної манжети у зв'язку з різноманітністю виконання та інтерпретації в різних дослідженнях [10]. У той же час найбільш інформативними вважаються позитивний тест болючою дуги (Дауборна) і тест на опір зовнішній ротації [12].

Проба Дауборна дозволяє виявити ураження сухожилля надостного м'яза, субакроміальної сумки

й ключично-акроміального суглоба; при дугоподібному відведенні і підйомі руки вгору через сторону у фронтальній площині виникає біль в уражених структурах, які ущемляються між акроміоном і великим горбком плечової кістки. Виникнення болю при відведенні руки на 60–120° свідчить про пошкодження сухожилля надостного м'яза і/або субакроміальної сумки, поява болю при підйомі руки вгору на рівні 160–180° вказує на патологію ключично-акроміального суглоба.

Для ураження надостного м'яза і його сухожилля характерний біль у середньому секторі верхньої дуги плечового суглоба, а також біль при опорі активному відведенню плеча, але маятниковоподібні рухи плеча вперед і назад при цьому не супроводжуються болем.

При субакроміальному бурситі хворі скаржаться на болі при відведенні й згинанні в плечі, у положенні лежачи на хворому боці. Ускладнені елементарні побутові дії — одягання, причісування, догляд за обличчям тощо; біль може поширюватися вниз по руці; іноді хворі можуть згадати про перенапруження, що передуює появі симптоматики, але частіше ніякої явної причини встановити не вдається. Обсяг рухів у плечовому суглобі може бути різко обмежений через біль. Пальпація передньої поверхні суглоба виявляє болючість різного ступеня вираженості.

Для ураження підостного й малого круглого м'язів характерне посилення болю у верхньому відділі плеча при проведенні проби на опір активній зовнішній ротації плеча. Хворий згинає руку в ліктьовому суглобі на 90°, лікар однією рукою притискає лікоть хворого до тулуба, іншою рукою фіксує передпліччя й просить хворого відводити плече (зовнішня ротація), чинячи опір цьому руху; побутовий еквівалент проби — причісування голови.

Для ураження підлопаткового м'яза характерний біль при проведенні проби на опір активній внутрішній ротації. Тест проводиться при положенні руки хворого в тій же позиції, що й при проведенні описаної вище проби, тільки в цьому випадку біль виникає при внутрішній ротації плеча (на тлі опору з боку лікаря цьому руху). Побутовий еквівалент проби — виймання предметів із задньої кишені штанів, а також спроба завести руку за спину, що супроводжується болем.

Велике значення в діагностиці ураженого м'яза має відтворення типового патерну болю при пальпації місця проєкції пошкоджених сухожиль: хворого просять покласти руку на протилежне плече; лікар під виступаючою ділянкою акроміона в напрямку до великого горбка послідовно пальпує сухожилля надостного, підостного, малого круглого м'язів; потім хворий заводить руку за спину, а лікар під переднім відділом акроміального виростка у напрямку до малого горбка плечової кістки пальпує сухожилля підлопаткового м'яза [1].

При тендиніті сухожилля довгої головки двоголового м'яза плеча (біцепса) біль виникає в верхньопередніх відділах плеча після (або на фоні) фізичних навантажень, пов'язаних з перенапруженням дво-

лового м'яза. При пальпації визначається болючість у міжгорбковій борозні; відведення й ротація плеча, як правило, не порушені. Для виявлення ураження сухожилля біцепса проводять тест опору активній супінації кисті. Положення руки хворого таке ж, як при дослідженні обертальної манжети (плече притиснуто до тулуба); лікар обома руками охоплює кисть хворого і просить його зробити активну супінацію кисті, а сам чинить опір цьому руху, при ураженні довгої головки двоголового м'яза плеча виникає біль.

Розрив сухожилля довгої головки двоголового м'яза плеча характеризується різким болем, іноді хрускотом у момент травми, наприклад у момент підйому важкого предмета або різкого насильницького розгинання зігнутої в ліктьовому суглобі руки (у літніх людей можливий безсимптомний дебют травми); сила руки на згинання передпліччя зменшується; активне напруження двоголового м'яза плеча помірно болісне, виявляється зниження м'язового тонуусу й западання верхньої його частини, черевце м'яза вибухає під шкірою нижньої третини плеча; згинання й супінація передпліччя ослаблені; дослідження потрібно проводити, порівнюючи зі здоровою кінцівкою.

Слабкість і утруднення при піднятті руки вгору може свідчити про розрив сухожилля обертальної манжети плеча (як правило, є ускладненням вивиху плеча). Найбільш часто пошкоджуються сухожилля всіх трьох м'язів одночасно, але можливі й ізольовані розриви сухожилля надостного м'яза або тільки підостного й малого круглого; на ранніх етапах діагностика утруднена клінічною симптоматикою вивиху плеча й наступною іммобілізацією гіпсовою пов'язкою. Зазвичай хворі звертаються після тривалого реабілітаційного лікування, що часто не дає ефекту. Хворі скаржаться на порушення функції плечового суглоба, болі, стомлюваність і відчуття дискомфорту в ньому; при пальпації відзначається болючість у ділянці великого горбка. Характерні рухові розлади: не вдається відведення плеча; при спробі виконати цей рух рука активно відводиться від тулуба на 20–30°, а потім підтягується догори разом з надпліччям (симптом Леклерка); обсяг пасивних рухів повний, але якщо відвести плече й не утримувати його, рука падає (симптом падаючої руки); крім того, при пасивному відведенні плеча з'являється симптом болючої перешкоди в момент проходження плечем горизонтального рівня, що виникає за рахунок зменшення підакроміального простору.

Серед додаткових методів дослідження традиційно застосовують рентгенографію плечових суглобів, у першу чергу для виключення серйозних уражень: переломів, вивихів, пухлинних уражень, крововиливів у суглоб тощо. Ультразвукове сканування є виправданим і економічно ефективним інструментом оцінки патології обертальної манжети плеча. У складних випадках проводять магнітно-резонансну томографію суглоба [16].

Слід також коротко розглянути клінічні ознаки залучення в патологічний процес ключично-акроміаль-

ного суглоба: у даному випадку має місце обмеження через біль максимального відведення руки (більше ніж на 90°). Болючість при пальпації в точці проєкції ключично-акроміального суглоба підтверджує діагноз; у діагностиці ефективна й широко застосовується розглянута вище проба Дауборна.

Адгезивний (ретрактивний) капсуліт

Це хронічне фіброзне запалення капсули плечового суглоба. Поширеність адгезивного капсуліту (АК) у популяції становить 2–5 % [7, 26], серед пацієнтів із цукровим діабетом — 11–36 % [27]. Частіше розвивається в жінок після 45 років, без чіткого зв'язку з професійною і фізичною активністю. Локалізація ураження одностороння, рідко — двостороння. За визначенням Американського товариства хірургів, що спеціалізуються на ураженнях плечового й ліктьового суглоба, адгезивний капсуліт — це «стан неясної етіології, що характеризується значним обмеженням активних і пасивних рухів за відсутності відомих внутрішніх уражень плечового суглоба». Іноді АК розвивається на тлі цукрового діабету, дисфункції щитоподібної залози, захворювань серця і легень, перенесеного інсульту, паркінсонізму, автоімунних захворювань, ретровірусної терапії інгібіторами протеаз.

АК поділяють на первинний і вторинний. Первинний АК характеризується поступовим болючим обмеженням обсягу активних і пасивних рухів на тлі фіброзного запалення капсули суглоба за відсутності явних провокуючих моментів. Вторинний АК виникає на тлі процесів, що викликають обмеження рухливості плечового суглоба, таких як кальцієва тендинопатія, патологія обертальної манжети плеча, артрит, травм або хірургічних втручань на плечі, що важливо для вибору диференційованого лікування [6].

Діагноз АК встановлюється на підставі клінічних даних. Характерний поступовий початок з посиленням болю й обмеженням рухливості в плечовому суглобі. Біль ниючий, постійний, посилюється при лежанні на ураженій стороні, характерна ранкова скутість. Біль посилюється при зовнішній ротації, відведенні руки, закладанні її за спину. Плече на ураженій стороні піднесене, іноді спостерігається дифузна припухлість навколо суглоба, створюється враження укорочення всіх м'язів плечового пояса, у подальшому спостерігається атрофія м'язів плечового пояса і їх підвищена стомлюваність. Важливою ознакою, що дозволяє судити про залучення в патологічний процес капсули суглоба, є співвідношення обсягу активних і пасивних рухів; при ураженні капсули обмежені ті та інші в рівному обсязі (у той час як переважання обсягу пасивних рухів над активними свідчить про ураження сухожиль обертальної манжети або двоголового м'яза плеча). При нахилі вперед обсяг руху в плечовому суглобі не збільшується. Відведення руки здійснюється не в плечовому суглобі, а за рахунок лопатково-реберного з'єднання — при спробі відведення руки менше ніж на 60° починається ротація лопатки [2, 3, 24].

Перебіг адгезивного капсуліту характеризується певною стадійністю [12, 19]:

- 1-ша стадія триває близько 3 міс., відзначаються біль і зменшення амплітуди активних і пасивних рухів. Морфологічно на цій стадії визначається дифузний гіперваскулярний синовіт;

- 2-га стадія («заморожування») триває 3–9 міс. Визначається різке обмеження рухливості суглоба, може зберігатися біль у спокої. При артроскопії і біопсії виявляють гіпертрофічний синовіт з формуванням рубцевих змін і фіброзування капсули;

- 3-тя стадія триває з 9-го по 15-й міс. Обмеження рухів переважає над больовим синдромом, який відзначається при спробі форсованого руху. Морфологічно виявляються фіброзні зміни синовіальної оболонки, щільна колагенова тканина з тонким шаром гіпертрофованої і гіперваскуляризованої синовіальної оболонки;

- на 4-й стадії (15–24 міс.) відзначається регресування болю й поступове відновлення обсягу рухів.

Діагноз АК, як правило, ставиться клінічно. Методи додаткової діагностики використовуються в основному для виключення іншої патології плечового суглоба. Рентгенологічне дослідження плеча при АК не показує ніяких патологічних змін, іноді виявляються ознаки остеопорозу. Рентгенографія дозволяє виключити інші серйозні причини болю в плечі, що супроводжуються різким обмеженням рухливості, такі як кальцифікуючий тендиніт, артрит, травма, асептичний некроз головки плечової кістки тощо. Магнітно-резонансна томографія має допоміжний характер для діагностики АК, вона може показати потовщення коракобрахіальної зв'язки й суглобової капсули, облітерацію аксиллярної кишені, зменшення жиру під дзьобоподібним виростком [24].

У проспективному дослідженні було виявлено, що протягом 10 років тільки 39 % пацієнтів мали повне відновлення, у 54 % були клінічні ознаки без функціональних обмежень, і 7 % були інвалідизовані [21]. В іншому дослідженні було показано, що в 50 % пацієнтів спостерігалися болі й скутість у середньому через сім років після початку захворювання [23].

Лікування

Консервативна терапія синдрому обертальної манжети плеча ефективна в 70–90 % випадків. Рекомендоване обмеження навантаження на суглоб у гострий період з поступовою реабілітацією, призначення нестероїдних протизапальних засобів, введення стероїдних препаратів і місцевих анестетиків, різні види і методи фізіотерапії, включно з постізометричною релаксацією і мануальною терапією [9]. Терапевтичне лікування може зайняти від декількох тижнів до декількох місяців, і якщо захворювання не запущено, то, як правило, така терапія дає добрий клінічний результат [16, 28].

Немає даних про перевагу різних варіантів оперативного лікування над консервативною терапією [25]. Оперативне (артроскопічне) втручання показано в разі повного розриву манжети ротаторів плеча або неефек-

тивності консервативної терапії протягом 6 міс. У молодих пацієнтів, особливо при травматичному генезі АК, операція може бути рекомендована і в більш ранні терміни [16].

Нестероїдні протизапальні засоби (НПЗЗ) ефективні при АК, що було показано в системному огляді [30]. У даний час вважається, що НПЗЗ найбільш показані на ранніх, запальних стадіях захворювання [13, 19]. Можуть застосовуватися як селективні інгібітори циклооксигенази (ЦОГ-2), так і неселективні препарати [31]. Серед НПЗЗ із переважним пригніченням ЦОГ-2 при різних суглобово-м'язових болях добре зарекомендував себе препарат Німесил® (німесулід). Препарат має виражену протизапальну, анагетичну й жарознижувальну дію. Механізм дії німесуліду пов'язаний із пригніченням синтезу простагландинів у ділянці запалення більшою мірою, ніж у слизовій шлунка або нирках, що обумовлено переважним інгібуванням ЦОГ-2. Препарат швидко проникає в синовіальну рідину суглоба, даючи виражений протизапальний ефект при суглобовій патології, має низький ризик гастроінтестинальних ускладнень [32]. Відносний ризик тяжких уражень печінки знаходиться в межах співвідношення «користь/ризик», рекомендованого у Європі, і порівнянний з ризиком при застосуванні інших НПЗЗ [17]. Досвід застосування німесуліду більше ніж у 50 країнах показав, що його призначення дозволяє домогтися гарного контролю над суглобовим болем, гострим і хронічним, при цьому, на відміну від коксибів, німесулід меншою мірою збільшує ризик кардіальних ускладнень [20].

Дексалгін® (декскетопрофен) — неселективний НПЗЗ. Механізм дії пов'язаний з пригніченням синтезу простагландинів на рівні ЦОГ-1 і ЦОГ-2. Випускається як в ін'єкційній, так і в таблетованій формі. Ін'єкції препарату Дексалгін® застосовуються в період гострого больового синдрому. Надалі рекомендується переведення пацієнта на прийом препарату у вигляді таблеток. При комбінуванні з опіоїдними анагетиками декскетопрофену трометамол значно (до 30–45 %) знижує потребу в опіоїдах. Результати постмаркетингового когортного дослідження продемонстрували відповідність профілю безпеки перорального декскетопрофену критеріям безпеки ЕМЕА (Європейського агентства з лікарських препаратів) і підтвердили обґрунтованість висновку про внесення декскетопрофену в групу препаратів першої лінії при лікуванні гострого (у тому числі суглобово-м'язового) болю [4].

Швидкий, але нетривалий ефект дає пероральне призначення кортикостероїдів. Методом вибору є інтра- або періартикулярне введення глюкокортикоїдів, особливо в поєднанні з фізіотерапевтичними заходами. Є дані про позитивний ефект внутрішньосуглобового введення препаратів глюкуронової кислоти.

Вправи в больовому діапазоні, мобілізація (розтягнення) суглоба виявилися високоефективними. У той же час інші фізіотерапевтичні заходи (масаж, фонофорез, електрофорез, ультразвук) не показали значної ефективності. Обговорюється артрографічне розтяг-

нення — інвазивний метод лікування шляхом введення сольових розчинів або розчинів глюкокортикоїдів у порожнину суглоба для розриву спайок, але переконливих доказів поки не наведено. При неефективності консервативної терапії досить широко застосовується мобілізація суглоба під наркозом [8, 14, 15]. У той же час є дані про ускладнення цієї маніпуляції у вигляді переломів, розривів зв'язок і капсули суглоба, гемартрозів. Найгірші результати мобілізації суглоба і рецидиви АК були відзначені в пацієнтів із цукровим діабетом і посттравматичним АК [15, 29]. При неефективності консервативної терапії застосовують також оперативне втручання на суглобі через артроскоп або відкритим способом з метою розсічення патологічних зрощень у суглобі [6, 24].

Власний 20-річний досвід роботи показує, що при плечолопатковому періартриті найбільш ефективною є комплексна терапія, що включає використання медикаментозних засобів (НПЗЗ, періартикулярне введення глюкокортикоїдів і місцевих анестетиків) і немедикаментозних — мобілізація суглоба, постізометрична релаксація, активна гімнастика.

Список літератури

1. Никифоров А.С., Мендель О.И. Плечелопаточный болевой синдром: современные подходы к диагностике и лечению. *РМЖ*. 2008. 16(12). 1700-1704.
2. Подчуфарова Е.В., Яхно Н.Н. Боль в спине. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2010. 161-163.
3. Солоха О.А., Яхно Н.Н. Диагностика и лечение плечелопаточной периартропатии. *Неврологический журнал*. 2006. 1. 26-31.
4. Carne X., Rios J., Torres F. Postmarketing cohort study to assess the safety profile of oral dextketoprofen trometamol for mild to moderate acute pain treatment in primary care. *Methods Find Exp. Clin. Pharmacol.* 2009 Oct. 31(8). 533-40.
5. Chester R., Smith T.O., Hooper L. The impact of subacromial impingement syndrome on muscle activity patterns of the shoulder complex: a systematic review of electromyographic studies. *BMC Musculoskelet Disord.* 2010. 11. 45.
6. D'Orsi G.M., Via A.G., Frizziero A., Oliva F. Treatment of adhesive capsulitis: a review. *Muscles Ligaments Tendons J.* 2012 Apr-Jun. 2(2). 70-78.
7. Dias R., Cutts S., Massoud S. Frozen shoulder. *BMJ*. 2005. 331. 1453-6.
8. Farrell C.M., Sperling J.W., Cofield R.H. Manipulation for frozen shoulder: Long-term results. *J. Shoulder Elbow Surg.* 2005. 14. 480-4.
9. Gebremariam L., Hay E.M., van der Sande R., Rinkel W.D., Koes B.W., Huisstede B.M. Subacromial impingement syndrome — effectiveness of physiotherapy and manual therapy. *Br. J. Sports Med.* 2013 Nov. 11.
10. Hanchard N.C., Lenza M., Handoll H.H., Takwoingi Y. Physical tests for shoulder impingements and local lesions of bursa, tendon or labrum that may accompany impingement. *Cochrane Database Syst. Rev.* 2013 Apr. 30. 4.
11. Hannafin J.A., Dicarlo E.F., Wickiewicz T.L. et al. Adhesive capsulitis: capsular fibroplasia of the glenohumeral joint. *J. Shoulder Elbow Surg.* 1994. 3. 435-440.

12. Hermans J., Luime J.J., Meuffels D.E., Reijman M., Simel D.L., Bierma-Zeinstra S.M. Does this patient with shoulder pain have rotator cuff disease? The Rational Clinical Examination systematic review. *JAMA*. 2013 Aug 28. 310(8). 837-47.
13. Hsu J.E., Anakwenze O.A., Warrender W.J., Aboud J.A. Current review of adhesive capsulitis. *J. Shoulder Elbow Surg.* 2011. 20. 502-514.
14. Hughes P.J., Evans R.O., Goldberg J.A. Frozen shoulder. Walsh W.R. (ed.). *Orthopedic Biology and Medicine: Repair and Regeneration of Ligaments, Tendons, and Joint Capsule*. Totowa, NJ: Humana Press Inc., 2005. 159-72.
15. Jacobs L.G., Smith M.G., Khan S.A., Smith K., Joshi M. Manipulation or intra-articular steroids in the management of adhesive capsulitis of the shoulder. A prospective randomized trial. *J. Shoulder Elbow Surg.* 2009. 18. 348-53.
16. Khan Y., Nagy M.T., Malal J., Waseem M. The painful shoulder: shoulder impingement syndrome. *Open Orthop J.* 2013 Sep 6. 7. 347-51.
17. Mattia C., Ciarcia S., Muhindo A., Coluzzi F. Nimesulide: 25 years later. *Minerva Med.*, 2010 Aug. 101(4). 285-93.
18. Neviaser A.S., Hannafin J.A. Adhesive capsulitis: a review of current treatment. *Am. J. Sports Med.* 2010. 38. 2346-2356.
19. Neviaser R.J., Neviaser T.J. The frozen shoulder: diagnosis and management. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1987. 223. 59-64.
20. Rainsford K.D. Current status of the therapeutic uses and actions of the preferential cyclo-oxygenase-2 NSAID, nimesulide. *Inflammopharmacology*. 2006 Aug. 14(3-4). 120-37.
21. Reeves B. The natural history of the frozen shoulder syndrome. *Scand. J. Rheumatol.* 1975. 4. 193-9.
22. Roe Y., Soberg H.L., Bautz-Holter E., Ostensjo S. A systematic review of measures of shoulder pain and functioning using the International classification of functioning, disability and health (ICF). *BMC Musculoskelet. Disord.* 2013 Feb 28. 14. 73.
23. Shaffer B., Tibone J.E., Kerlan R.K. Frozen shoulder. A long term follow up. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1992. 74. 738-46. 5.
24. Shah N., Lewis M. Shoulder adhesive capsulitis: systematic review of randomised trials using multiple corticosteroid injections. *Br. J. Gen. Pract.* 2007 Aug 1. 57(541). 662-667.
25. Tashjian R.Z. Is there evidence in favor of surgical interventions for the subacromial impingement syndrome? *Clin. J. Sport Med.* 2013 Sep. 23(5). 406-7.
26. Tasto J.P., Elias D.W. Adhesive capsulitis. *Sports Med. Arthrosc.* 2007. 15. 216-21.
27. Thomas S.J., McDougall C., Brown I.D., Jaberoo M.C., Stearns A., Ashraf R. et al. Prevalence of symptoms and signs of shoulder problems in people with diabetes mellitus. *J. Shoulder Elbow Surg.* 2007. 16. 748-51.
28. Van der Sande R., Rinkel W.D., Gebremariam L., Hay E.M., Koes B.W., Huisstede B.M. Subacromial impingement syndrome: effectiveness of pharmaceutical interventions-nonsteroidal anti-inflammatory drugs, corticosteroid, or other injections: a systematic review. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2013 May. 94(5). 961-76.
29. Wang J.-P., Huang T.-F., Hung S.-C., Ma H.-L., Wu J.-G., Chen T.-S. Comparison of idiopathic, post-trauma and post-surgery frozen shoulder after manipulation under anaesthesia. *Int. Orthop.* 2007. 31. 333-7.
30. Windt D.A., van der Heijden G.J., Scholten R.J., Koes B.W., Bouter L.M. The efficacy of non-steroidal anti-inflammatory drugs (NSAIDs) for shoulder complaints. A systematic review. *J. Clin. Epidemiol.* 1995. 48. 691-704.
31. Castellsague J. *Pharmacoepidemiol. Drug Saf.* 2013. 22. 365-375.
32. Bianchi M. et al. *Int. J. Clin. Pract.* August 2007. 61. 8. 1270-1277.

Підготували Ісайкін О.І., Черненко О.А. ■

O.I. Isaikin, O.A. Chernenko

Causes and treatment of shoulder pain

Abstract. The article discusses the most common causes of pain and movement disorders in the shoulder joint. The pathogenesis and clinical features of various diseases of the periarticular structures of the shoulder joint are described. The modern approaches to the treatment

of periarticular pathology of the humeroscapular region are presented.

Keywords: periarthritis of the shoulder; rotator cuff pathology; adhesive capsulitis; non-steroidal anti-inflammatory drugs; nimesulide; dextketoprofen

Косяков А.Н.¹, Лоскутов А.Е.², Гребенников К.А.¹, Милосердов А.В.¹, Федин Е.М.¹,
Галузинский А.А.³, Бурбурская С.В.³

¹Киевский городской центр эндопротезирования, хирургии и реабилитации, Киевская городская
клиническая больница № 12, г. Киев, Украина

²Днепропетровский государственный медицинский университет, г. Днепр, Украина

³Лаборатория биомедицинской инженерии, г. Киев, Украина

Особенности использования аддитивных технологий в оперативной ортопедии

Резюме. Актуальность. Аддитивные технологии с каждым днем переходят из университетских лабораторий и высокотехнологичных производств в рутинную клиническую практику и даже в наш повседневный быт. Каждый энтузиаст, располагая персональным компьютером и бытовым 3D-принтером, может создавать любые физические объекты — от детских игрушек до произведений искусства. Наличие на рынке широкого ассортимента программных продуктов, оборудования и расходных материалов в совокупности с данными современных методов диагностики, высоким уровнем подготовки и кооперации врачей и инженеров предоставляют практической медицине новые возможности. Впервые мы можем полностью индивидуализировать наши лечебно-диагностические мероприятия: выполнить прецизионное предоперационное планирование, создать детальный план операции, отработать вмешательство на полномасштабных анатомических прототипах с использованием стандартного инструмента, провести ее максимально быстро и атравматично, минимизировать риски, обеспечить оптимальный функциональный результат. В самых тяжелых случаях — изготовить и установить индивидуальные имплантаты. **Цель:** представить вниманию коллег практические аспекты и возможности аддитивных технологий в современной ортопедической практике, ознакомить с историей и текущим состоянием медицинского прототипирования, поделиться технологическими тонкостями. **Материалы и методы.** При написании этой статьи мы использовали данные публикаций последних лет в специальной отечественной и зарубежной периодике, немногочисленных монографий, материалы тематических конференций, результаты неформальных бесед с коллегами в операционных, за компьютером и на производстве, а также собственный опыт (более 200 случаев прототипирования). **Выводы.** Доступность оборудования, программного обеспечения и расходных материалов позволяет внедрить методы аддитивных технологий в повседневную практику практически каждой современной ортопедо-травматологической клиники.

Ключевые слова: аддитивные технологии; 3D-планирование и прототипирование; эндопротезирование суставов

Введение

Технологии 3D-печати из различных материалов прочно вошли в нашу жизнь и заняли ведущее место во многих отраслях. На сегодняшний день это одна из наиболее стремительно развивающихся технологий в мире, которая позволяет решить большое количество вопросов с меньшими временными и материальными затратами. В медицине 3D-технологии оказались осо-

бенно интересны и полезны для хирургов всех направлений.

Первые попытки пространственного моделирования тканей и клеточных структур относятся к 30-м годам прошлого столетия. В 1932 году М. Кноль и Э. Руска построили первый прототип современного электронного микроскопа. Эта работа Э. Руски в 1986 году была отмечена Нобелевской премией по физике,

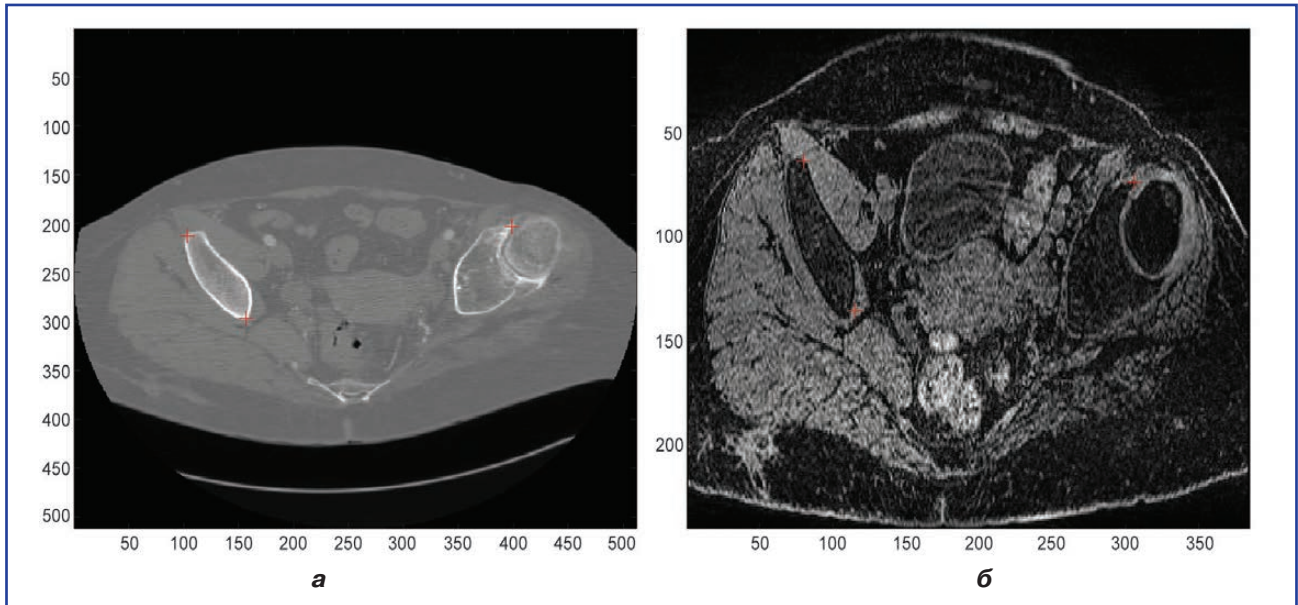


Рисунок 1. Изображение среза компьютерной томографии (а) и магнитно-резонансной томографии (б) с указанием маркеров совмещения (характерные точки)

которую присудили ему и изобретателям сканирующего зондового микроскопа Герду Карлу Биннигу и Генриху Рореру. Использование просвечивающего электронного микроскопа для научных исследований было начато в конце 1930-х годов. В конце 1930-х — начале 1940-х годов появились первые растровые электронные микроскопы, формирующие изображение объекта при последовательном перемещении электронного зонда малого сечения по объекту. Массовое применение этих приборов в научных исследованиях началось в 1960-х годах, когда они достигли значительного технического совершенства [1].

Идея применения трехмерных медицинских изображений, а именно данных компьютерной томографии (КТ), для воссоздания физической модели впервые была предложена в 1979 году. В то время еще не существовало систем 3D-печати, однако присутствовала возможность субтрактивной обработки материалов, или фрезерования [2].

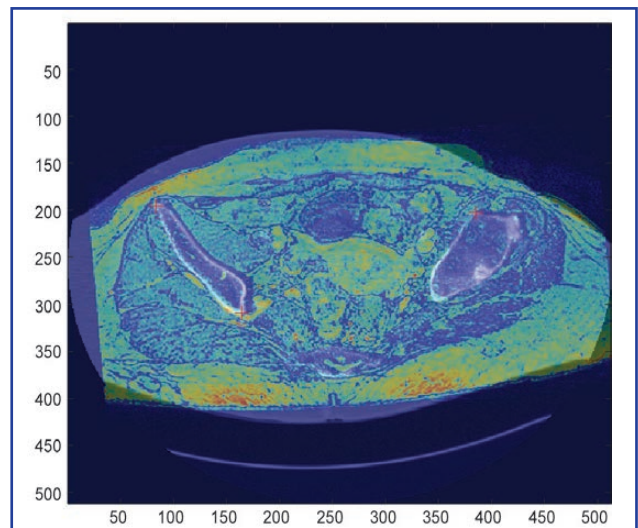


Рисунок 2. Совмещенное изображение среза КТ- и МРТ-исследования

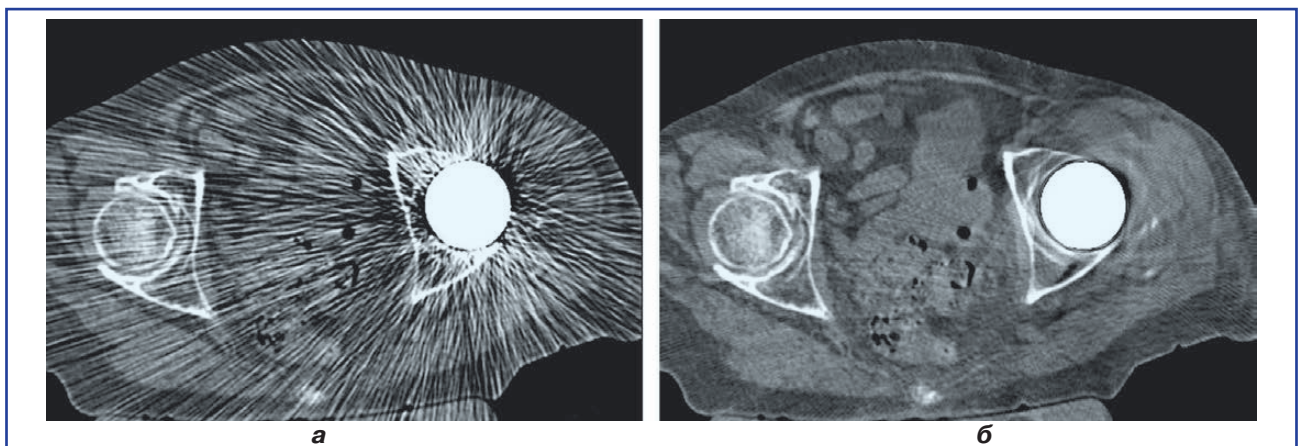


Рисунок 3. Изображение среза КТ-исследования: а — при стандартном протоколе сканирования; б — после применения режимов, подавляющих артефакты металла

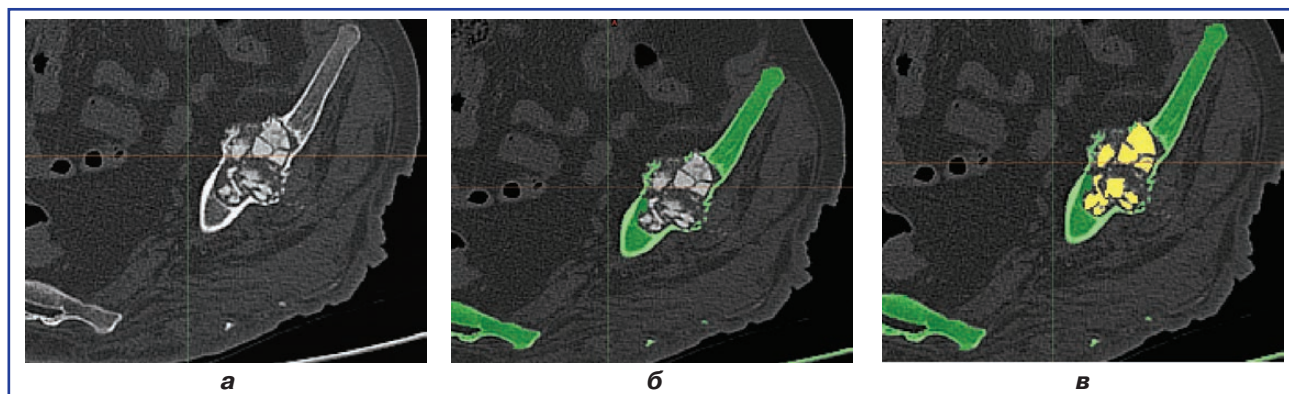


Рисунок 4. Сегментация по плотности исследуемой ткани: а — изображение до обработки; б — изображение с указанием плотности костной ткани; в — комбинированное изображение (костная ткань + костный цемент)

Первая анатомическая модель, созданная с использованием методов медицинской визуализации, была изготовлена в том же 1979 году: это была модель таза из полистирола. По мере того как в конце 1980-х стали появляться образцы 3D-принтеров и все чаще стали использоваться технологии трехмерной визуализации, всерьез стал рассматриваться вопрос о применении 3D-печати в медицине. Стереолитография (Steriolithography Apparatus — SLA) — технология, в которой управляемый компьютером луч лазера применяется для отверждения жидкого полимера или смолы, послойно создавая требуемую структуру. SLA стала первой доступной технологией 3D-печати, которая была применена в медицине в 1994 году [3].

Ввиду того что принтеры в то время могли печатать только твердотельные модели, первыми областями медицины, где смогли применять прототипы, стали ортопедия, челюстно-лицевая хирургия, нейрохирургия.

Цель работы: на основе литературных данных осветить практические аспекты и возможности аддитивных технологий в современной ортопедической практике, ознакомить с историей и текущим состоянием медицинского прототипирования, поделиться технологическими тонкостями.

Материалы и методы

Для того чтобы получить напечатанный прототип, необходимо создание цифровой модели будущего изделия. В медицинской практике трехмерные цифровые данные, которые необходимы для создания модели, получают в основном с компьютерной, реже магнитно-резонансной томографии (МРТ) или их совмещения [4] (рис. 1, 2). При этом для 3D-печати используют и другие способы получения трехмерного изображения: КТ с коническим лучом, томографическая ангиография, МР-ангиография, позитронно-эмиссионная томография, МР-холангиопанкреатография,

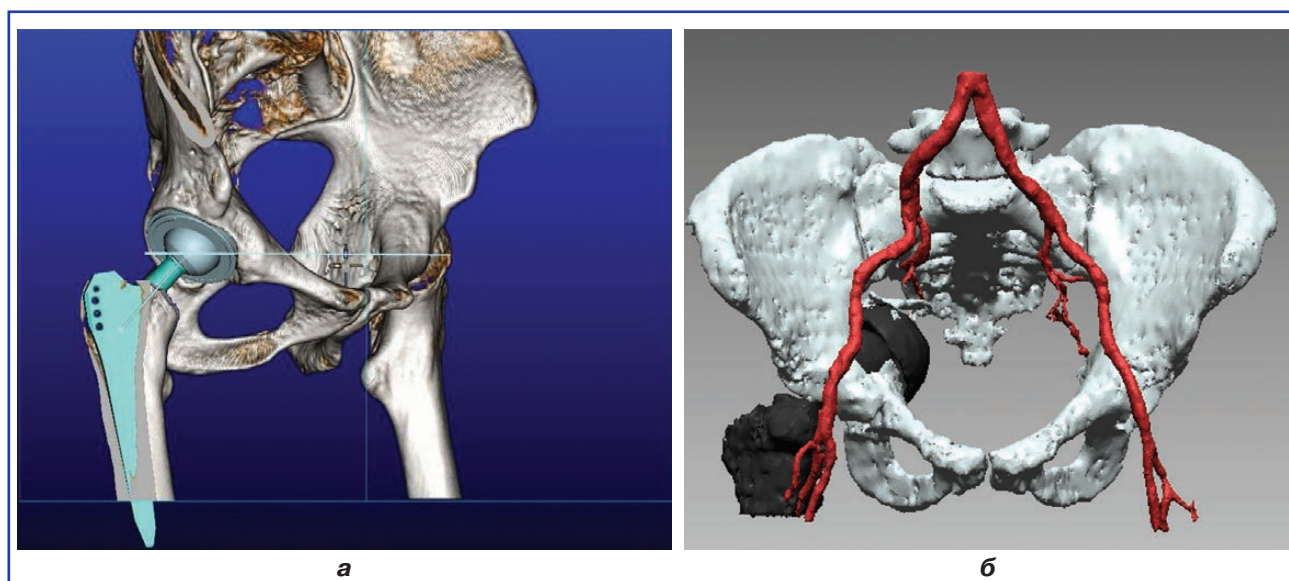


Рисунок 5: а — виртуальный образ исследуемой области после 3D-реконструкции; б — электронная 3D-модель с визуализацией костей таза, сосудов и имплантата

3D-эхокардиография, системы лазерного сканирования и даже фотографии, сделанные при помощи смартфона [5].

Gillaspie в 2016 году совместил данные компьютерной и позитронно-эмиссионной томографии для создания моделей, демонстрирующих физиологическую активность и анатомию. Его же группа визуализировала и выполнила трехмерную печать в динамике, продемонстрировав реакцию опухоли на индукционную терапию. Авторы называют этот метод пятимерной печатью, поскольку к трехмерной модели добавлены время и физиологическая активность [6].

В медицинской сфере требуется совместная работа междисциплинарной группы, которая состоит из медицинского инженера и хирурга. Этот процесс требует относительно больших временных затрат и постоянного взаимодействия хирурга с инженером, на каждой ступени могут возникнуть вопросы, которые необходимо решать совместно.

Процесс 3D-печати начинается с разработки виртуального образа будущего объекта в 3D-редакторе или CAD-программе (3D Studio Max, AutoCAD, «Компас», SolidWorks и др.). 3D-печать для медицины имеет ряд нюансов. Во-первых, необходимо создать качественную модель анатомического объекта в натуральную величину. Существует много программ, с помощью которых получают электронные трехмерные модели по данным различных видов томографии: RadiAnt, 3D Doctor, Simplant, ScanIp, Simplewar, однако точность «чтения» электронной 3D-модели зависит от способностей специалиста к пространственному воображению [7]. Ситуацию может осложнять наличие артефактов изображения.

Поскольку анатомические объекты представляют собой совокупность сложных поверхностей, которые не всегда поддаются стандартному измерению, возможность искусственного воспроизведения по данным томографии индивидуального физического макета-прототипа позволяет снять отпечатки этих поверхностей (например, с помощью слепка или сканирования) для дальнейшего точного проектирования навигационных хирургических шаблонов, инструментов, фиксаторов и имплантатов, подбора тактики хирургического вмешательства и вида доступа [7–9]. Прототип обладает высокой точностью, что обеспечивает возможность измерения пространственного размещения определенных точек или поверхностей с помощью физических методов [10, 11].

Первым этапом создания индивидуального макета-прототипа является обработка множества двумерных изображений, полученных с помощью лучевой диагностики (КТ- и МРТ-сканирование). Под обработкой подразумевают: анализ качества исходных изображений, очистку артефактов, сегментацию анатомических объектов в автоматическом и ручном режимах. Данная работа выполняется на каждом срезе и в трех плоскостях конкретного исследования [12].

Первый этап является ключевым в построении 3D-модели анатомических объектов. Для гаранти-

рования высокого конечного результата необходимо обеспечить ряд условий:

1. Качество входящих данных.

1.1. Для исследования с помощью компьютерной томографии:

1.1.1. Обеспечить максимально тонкие срезы за счет уменьшения ширины рентгеновского луча (коллимирование) [13].

1.1.2. Использовать подавление артефактов от металла в случае наличия конструкций в области сканирования.

1.1.3. Минимизировать артефакты изображений (рис. 3).

1.2. Для исследования с помощью магнитно-резонансной томографии:

1.2.1. Обеспечить изотропный воксел (одинаковые размеры объемного элемента в трех измерениях).

1.2.2. Обеспечить минимальный зазор между срезами (SG).

1.2.3. Минимизировать артефакты изображений [14].

2. Высокий уровень знания анатомии у специалиста, работающего с сегментацией (в спорных случаях необходима консультация хирурга).

Для обработки двумерных изображений используется специализированное программное обеспечение. Наиболее распространенным форматом ввода данных является DICOM, но также поддерживаются другие форматы изображений, такие как TIFF, JPEG, BMP и RAW. В автоматическом режиме программа выделяет анатомические структуры по указанной плотности. Компьютерная обработка изображения позволяет различать более ста степеней изменения плотности исследуемых тканей: от нуля — для воды и ликвора до ста и более — для костей, что дает возможность дифференцировать различия нормальных и патологических участков тканей в пределах 0,5–1 %, т.е. в 20–30 раз больше, чем на обычных рентгенограммах [15] (рис. 4).

Учитывая тот факт, что 3D-моделирование используют чаще при сложных случаях, специалист сталкивается с измененной анатомией и наличием множества артефактов плоско-параллельных изображений, например артефакты от металла, что требует ручного исправления сегментации, выполненной программой. Обработанное изображение сохраняется в любом из следующих форматов исходных файлов в зависимости от дальнейшего применения: STL, VRML, PLY и DXF. Основной формат файлов для трехмерной печати (далее — 3D-печать) — STL [16].

Вторым этапом является экспорт сохраненного файла в формате STL в программы (Autodesk NetFabb), в которых производится автоматическое и ручное исправление и редактирование 3D-модели. Поверхность объектов в этом формате представляет собой совокупность полигонов (Polygonmesh). Интеллектуальные скрипты могут автоматически анализировать поверхности, исправлять ошибки сетей, улучшать точность моделей путем повторной триангуляции,

устранять пространственные коллизии и другие ошибки. Программа дает возможность спрогнозировать искажения, возникающие в изделии в ходе 3D-печати, непосредственно до запуска в производство. На основании этого инженер может скорректировать исходную модель таким образом, чтобы избежать ошибок при 3D-печати (рис. 5).

Третьим этапом является перевод готовой 3D-модели в слайсер-программу. Это программа для преобразования трехмерной модели в понятный принтеру набор команд, называемый g-code. На этом этапе устанавливаются конечные данные для 3D-печати, а именно: задают положение детали во время печати, рассчитывают тип и количество поддержек, задают плотность заполнения модели, выбирают оптимальную скорость и температуру для печати. Вышеперечисленные характеристики напрямую зависят от типа печати и материала будущей модели.

Для создания индивидуального макета-прототипа чаще используют технологию FDM (Fused Deposition Modeling) — моделирование методом наплавления. Объект формируется путем послойной укладки расплавленной нити из плавкого рабочего материала (пластик, гибкий пластик, воск). Гибкие пластики можно использовать для создания прототипов полых органов, мягкотканых анатомических объектов, опухолей, которые можно без усилий резать скальпелем и накладывать швы. Преимуществами данной технологии являются доступность, низкая стоимость, возможность использования различных материалов.

Очень важной характеристикой созданной 3D-модели является возможность ее стерилизации. 3D-прототип может быть использован не только для предоперационного планирования и проведения «операции до операции» на этапах подготовки. Эта модель может быть создана с сосудами и нервами и может быть использована в операционной как навигатор во время операции. На сегодняшний день на рынке существует большой объем материалов для 3D-печати моделей, которые повторяют тактильные, механические, эластические характеристики живых

тканей и, кроме того, поддаются разным методам стерилизации.

Процесс создания и печати 3D-модели может оказаться длительным и трудоемким, что обусловлено нарушением нормальной анатомии, наличием деформаций, дефектов и артефактов в области исследования.

Экономия времени в операционной требует больших временных затрат на изготовление прототипа. Прямые преимущества для пациента: меньшее количество времени под анестезией, снижение кровопотери, лучшие результаты оперативного вмешательства [6].

В последние годы частота применения 3D-печати в медицине увеличивается, о чем свидетельствуют многочисленные публикации. Изготовление моделей с использованием аддитивных технологий может иметь несколько целей. 3D-прототипы можно использовать: для предоперационного планирования будущей операции, как систему навигации во время хирургического вмешательства и как наглядное пособие для обучения врачей, интернов, студентов, медицинских сестер.

Изучение анатомии пациента с использованием муляжа требуемых структур реального размера обладает очевидными преимуществами перед просмотром изображений на экране компьютера. В недавнем исследовании проводилось сравнение напечатанных трехмерных моделей с трехмерными изображениями для предоперационного планирования. Респондентам (хирургам-интернам) предложили разработать и сравнить виртуальные и напечатанные на принтере трехмерные модели и на их материале выработать предоперационный план. Интерны, работавшие с напечатанными 3D-моделями, составили план более высокого качества. Авторы исследования пришли к выводу о том, что использование напечатанных трехмерных моделей может повысить качество предоперационного планирования для начинающих хирургов и улучшить навыки опытных врачей за пределами операционной [17].

Таблица 1. Плотность различных тканей в единицах Хаунсфилда

Ткань	Плотность	Ткань	Плотность
Кость, в среднем	+1000	Серое вещество мозга	+20–40
Свернувшаяся кровь	+55–75	Кровь	+13–18
Селезенка	+50–70	Спинномозговая жидкость	+15
Печень	+40–70	Опухоль	+5–35
Поджелудочная железа	+40–60	Желчный пузырь	+5–30
Почка	+40–60	Вода	0
Аорта	+35–50	Орбиты	–25
Мышцы	+35–50	Жир	–100
Белое вещество мозга	–36–46	Легкие	–150–400
Мозжечок	+30	Воздух	–1000

Группами авторов опубликованы работы по предоперационному планированию при подготовке к реконструктивным операциям и тотальному эндопротезированию тазобедренного сустава у пациентов с наличием посттравматических изменений в этой зоне. Наличие пластикового прототипа на этапах предоперационного планирования позволяет не только увидеть анатомические особенности данного пациента, но и подобрать оптимальную форму, размеры имплантатов, определить безопасное направление и длину винтов. Наличие 3D-модели позволило составить детальный план проведения оперативного вмешательства и тем самым сократить время нахождения в операционной и улучшить исход оперативного лечения [18–22].

Количество ревизионных операций по артропластике тазобедренного сустава постоянно увеличивается [23–27]. При подготовке к ревизионным операциям требуется тщательное и полноценное предоперационное планирование. Не во всех случаях его можно провести по рентгенограммам и данным компьютерной или магнитно-резонансной томографии. В ряде случаев хирурги прибегают к помощи аддитивных технологий. По результатам компьютерной томографии создается пластиковый прототип, на котором можно провести предварительную операцию и проработать возможные сценарии предстоящей ревизионной артропластики [28–30].

Несмотря на большой арсенал ревизионных конструкций, возникают ситуации, когда даже их наличие не позволяет выполнить ревизионное вмешательство. К этой группе относятся пациенты после многочисленных вмешательств и имеющие выраженный дефицит костной ткани в области сустава, нарушение целостности тазового кольца. Дефект или отсутствие передней и задней колонн усугубляют ситуацию. В таких случаях использование стандартных вертлужных ревизионных компонентов не решает задачу надежной фиксации элементов эндопротеза, восстановления анатомии и центра ротации сустава [17].

В мировой литературе появляется все больше сообщений об использовании индивидуальных имплантатов, созданных с использованием аддитивных технологий из титанового порошка и предназначенных для возмещения дефицита костной ткани в тех случаях, когда официальных конструкций недостаточно [24–26, 31–38].

Выводы

Это исследование представляет обзор применения 3D-моделирования и трехмерной печати в ортопедии на этапах подготовки к эндопротезированию суставов. Представлены обзор развития технологии быстрого прототипирования и некоторые аспекты практического применения в клинической практике. Судя по растущему количеству публикаций, применение аддитивных технологий становится все более частой

практикой. Внедрение их в клиническую практику может помочь решить некоторые очень сложные вопросы.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии какого-либо конфликта интересов и собственной финансовой заинтересованности при подготовке данной статьи.

Список литературы

1. Bogner A., Jouneau P.-H., Thollet G., Basset D., Gauthier C. A history of scanning electron microscopy developments: Towards “wet-STEM” imaging. *Micron*. 2007. 38. P. 390-401.
2. Николаенко А.Н. Применение 3D-моделирования и трехмерной печати в хирургии: обзор литературы. *Medline.ru. Хирургия*. 2018. Т. 18.
3. Frame M. *Rapid Prototyping in Orthopaedic Surgery: A User's Guide*. *The Scientific World Journal*. 2012. Vol. 2012. P. 1-7.
4. Косяков О.М., Гребенников К.О., Милосердов А.В., Федін Є.М., Бурбурська С.В., Галузинський О.А., Ніколов М.О., Козей А.С. Спосіб інтегрованого тривимірного моделювання індивідуальних анатомічних структур. Патент України 135130; МПК G09B 23/28; A61B 34/10; A61B 5/055; A61B 34/20 (2006.01); B33Y 50/00; G16H 30/40 (2018.01); G06T 15/08 (2011.01); G06T 19/00; заявл. 09.04.2019, опубл. 10.06.2019. Бюл. № 11/2019.
5. Kim G.B. et al. *Three-Dimensional Printing: Basic Principles and Applications in Medicine and Radiology*. *Korean Journal of Radiology*. 2016. Vol. 17. № 2. P. 182.
6. Gillaspie E.A. et al. From 3-Dimensional Printing to 5-Dimensional Printing: Enhancing Thoracic Surgical Planning and Resection of Complex Tumors. *The Annals of Thoracic Surgery*. 2016. Vol. 101. № 5. P. 1958-1962.
7. Lantada A.D., Morgado P.L. Enhancing product development through CT images, computer-aided design and rapid manufacturing: present capabilities, main applications and challenges. *Theory and Applications of CT Imaging and Analysis*. In Tech, Rijeka, Croatia. 2011. P. 269-290.
8. Torres K., Staśkiewicz G., Śnieżynski M., Drop A., Maciejewski R. Application of rapid prototyping techniques for modelling of anatomical structures in medical training and education. *Folia Morphol*. 2011. Vol. 70. № 1. P. 1-4.
9. Hieu L.C., Zlatov N., Vander Sloten J. et al. Medical rapid prototyping applications and methods. *Assem Autom*. 2005. 25. P. 284-292.
10. Eva Hnatkova, Petr Kratky and Zdenek Dvorak. Production of anatomical models via rapid prototyping. *International Journal Of Circuits, Systems And Signal Processing*. 2014. Vol. 8. P. 479-486.
11. Cloonan A.J., Shahmirzadi D., Li R.X., Doyle B.J., Konofagou E.E., McGloughlin T.M. 3D-printed tissue-mimicking phantoms for medical imaging and computational validation applications 3D Print. *Addit Manuf*. 2014. № 1. P. 14-23.
12. Wei-Hua A.Wang, Man-Ching Lin. STL rapid prototyping bio-CAD model for CT medical image segmentation. *Computers in Industry*. 2010. Vol. 61. Is. 3. P. 187-197.
13. Хоффер М. Компьютерная томография. Базовое руководство. 3-е издание, перераб. и доп. М.: Мед. лит., 2011. С. 9.

14. Currie S., Hoggard N., Craven I.J. et al. *Understanding MRI: basic MR physics for physicians. Postgraduate Medical Journal.* 2013. № 89. P. 209-223.
15. Марусина М.Я., Казначеева А.О. *Современные виды томографии: учебное пособие. СПб.: СПбГУ ИТМО, 2006. С. 20.*
16. Kurenov S.N. et al. *Three-dimensional printing to facilitate anatomic study, device development, simulation, and planning in thoracic surgery. The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery.* 2015. Vol. 149. № 4. P. 973-979.
17. Rankin T.M. et al. *Three-dimensional printing surgical instruments: are we there yet? Journal of Surgical Research.* 2014. Vol. 189. № 2. P. 193-197.
18. James M. Duncan, Samuel Nahas, Kashif Akhtar, Jasvinder Daurka. *The Use of a 3D Printer in Pre-operative Planning for a Patient Requiring Acetabular Reconstructive Surgery. Journal of Orthopaedic Case Reports.* 2015. Vol. 5. P. 23-25.
19. Косяков А.Н., Гребенников К.А., Милосердов А.В., Федин Е.М. *Применение пластины индивидуальной конструкции для остеосинтеза при эндопротезировании тазобедренного сустава у больной с застарелым невправленным трансacetабулярным переломом костей таза. Ортопедия, травматология и протезирование.* 2019. № 1. С. 96-99.
20. Najiahai Jinsihan, Gele Jin. *Recent developments of 3D-printing technique assisted surgery in the management of complex fractures. Int. J. Clin. Exp. Med.* 2018. № 11 (11). P. 1578-11583.
21. Huang Z., Song W., Zhang Y., Zhang Q., Zhou D., Zhou X. et al. *Three-dimensional printing model improves morphological understanding in acetabular fracture learning. A multicenter, randomized, controlled study. PLoS ONE.* 2018. № 13 (1). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0191328>.
22. Lars Brouwers, Albert F. Pull ter Gunne, Mariska A.C. de Jongh, Frank H.W.M. van der Heijden, Luke P.H. Leenen, Willem R. Spanjersberg, Sven H. van Helden, Diederik O. Verbeek, Mike Bemelman, Koen W.W. Lansink. *The Value of 3D Printed Models in Understanding Acetabular Fractures. 3D printing and additive manufacturing.* 2018. Vol. 5. № 1. P. 37-45.
23. Филиппенко В.А., Танькут В.А., Маколинцев В.И., Гращенкова Т.Н., Мезенцев В.А., Танькут А.В., Акрамов В.Р. *Реабилитация пациентов после ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава. Літопис травматології та ортопедії.* 2011. № 1-2. С. 270.
24. Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Коваленко А.Н., Билык С.С., Цыбин А.В., Денисов А.О. *Применение индивидуальной трехфланцевой конструкции при ревизионном эндопротезировании с нарушением целостности тазового кольца (клинический случай). Травматология и ортопедия России.* 2016. № 1. С. 108-116.
25. Косяков А.Н., Гребенников К.А., Милосердов А.В., Федин Е.М., Нечай А.А. *Возмещение костных дефектов вертлужной впадины с использованием аддитивных технологий. Вісник ортопедії, травматології та протезування.* 2018. № 4. С. 64-74.
26. Кавалерский Г.М., Мурылев В.Ю., Рукин Я.А., Лычагин А.В., Елизаров П.М. *Применение индивидуальных вертлужных компонентов при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава. Травматология и ортопедия России.* 2016. № 22 (4). P. 114-121.
27. Корыткин А.А., Захарова Д.В., Новикова Я.С., Горбатов Р.О., Ковалдов К.А., Эль Мудни Ю.М. *Опыт применения индивидуальных трехфланцевых вертлужных компонентов при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава. Травматология и ортопедия России.* 2017. № 23 (4). С. 101-111.
28. Andrew J. Hughes, Cathal DeBuitelir, Philip Soden, Brian O'Donnchadha, Anthony Tansey, Ali Abdulkarim, Colm McMahon, and Conor J. Hurson. *3D Printing Aids Acetabular Reconstruction in Complex Revision Hip Arthroplasty. Advances in Orthopedics.* Vol. 2017. Article ID 8925050. 7 p. <http://dx.doi.org/10.1155/2017/8925050>.
29. Hughes A., Soden P., Abdulkarim A., McMahon C., Hurson C. *The use of rapid prototyping and 3d printing in revision hip arthroplasty. Orthopaedic Proceedings.* Vol. 96-B, № SUPP 10.
30. Stefan Tserovski, Simona Georgieva, Radoil Simeonov, Amir Bigdeli, Heinz Röttinger, Plamen Kinov. *Advantages and disadvantages of 3D printing for pre-operative planning of revision hip surgery. Journal of Surgical Case Reports.* 2019. № 7. P. 1-4.
31. Коваленко А.Н., Шубняков И.И., Билык С.С., Тихилов Р.М. *Современные технологии лечения тяжелых костных дефектов области вертлужной впадины: какие проблемы решают индивидуальные импланты? Политравма.* 2017. № 1. С. 65-81.
32. Коваленко А.Н., Шубняков И.И., Билык С.С., Денисов А.О., Тихилов Р.М. *Возможности современных технологий визуализации и моделирования в ортопедии и их роль в разработке индивидуальных конструкций в хирургии тазобедренного сустава. Вестник хирургии им. И.И. Грекова.* 2016. Т. 175. № 4. С. 46-52.
33. Попович А.А., Суфияров В.Ш., Полозов И.А., Борисов Е.В., Масайло Д.В., Вопиловский П.Н. и др. *Применение аддитивных технологий для изготовления индивидуальных компонентов эндопротеза тазобедренного сустава из титановых сплавов. Медицинская техника.* 2016. № 3. С. 43-46.
34. Yuvraj A., Bassam A.M. *Triflange Acetabular Cup for Severe Acetabular Bone Defect. Biomed J. Sci & Tech. Res.* 2017. № 1 (6).
35. Berasi C.C., Berend K.R., Adams J.B., Ruh E.L., Lombardi A.V. *Are custom triflange acetabular components effective for reconstruction of catastrophic bone loss? Clin. Orthop. Relat. Res.* 2014. № 473 (2). P. 528-535.
36. Goodman G.P., Engh C.A. *The custom triflange cup: build it and they will come. Bone Jt. J.* 2016. № 98 (1). P. 68-72.
37. Hogan C., Ries M. *Treatment of massive acetabular bone loss and pelvic discontinuity with a custom triflange component and ilio-sacral fixation based on preoperative CT templating. A report of 2 cases. Hip Int.* 2015. № 25 (6). P. 585-588.
38. Li H., QuX., MaoY., Dai K., Zhu Z. *Custom Acetabular Cages Offer Stable fixation and Improved Hip Scores for Revision THA With Severe Bone Defects. Clin. Orthop. Relat. Res.* 2015. № 474 (3). P. 731-740.

Получено/Received 23.03.2021

Рецензировано/Revised 04.04.2021

Принято в печать/Accepted 14.04.2021 ■

A.N. Kosiakov¹, A.Ye. Loskutov², K.A. Hrebennikov¹, A.V. Miloserdov¹, Ye.M. Fedin¹, A.A. Haluzinskyi³, S.V. Burburskaia³

¹Kiev Municipal Orthopedic Center of Replacement, Surgery and Rehabilitation, Kyiv City Clinical Hospital 12, Kyiv, Ukraine

²Dnipro State Medical University, Dnipro, Ukraine

³Laboratory of Biomedical Engineering, Kyiv, Ukraine

Features of the use of additive technologies in operative orthopaedics

Abstract. Background. Additive technologies are increasingly making their way from university laboratories and high-tech industries into routine clinical practice and even into our everyday lives. Any enthusiast, having a PC and a 3D printer at his or her disposal, can create any physical object — from children's toys to works of art. The presence on the market of a wide range of software products, equipment, and consumables along with the data from modern diagnostic methods, a high level of training and cooperation between doctors and engineers provide practical medicine with unprecedented opportunities. We are finally able to fully customize our treatment and diagnostic procedures: to perform precise pre-operative planning; to draw up a detailed plan of the operation; to rehearse the intervention on full-scale anatomical prototypes using a standard tool; to conduct the surgery as quickly and atraumatically as possible; to minimize risks; to ensure the optimal functional result and to manufacture and install customized implants in the

most difficult cases. The purpose was to draw the attention of our distinguished colleagues to the aspects of application of additive technologies in modern orthopaedic practice, to introduce them into the history and current state of medical prototyping, as well as to share technological nuances with them. **Materials and methods.** While writing this article, we incorporated the data of recent publications in specialized domestic and foreign periodicals, several monographs, materials from thematic conferences, the results of informal conversations with colleagues in the operating rooms, at the computer and production site, as well as our own experience (over 200 cases of prototyping). **Conclusions.** The availability of equipment, software, and consumables allows for the introduction of additive technology into the everyday practice of nearly every modern orthopaedic and trauma clinic.

Keywords: additive technologies; 3D planning and prototyping; joint replacement

Косяков А.Н.¹, Лоскутов А.Е.², Гребенников К.А.¹, Милосердов А.В.¹, Федін Є.М.¹, Галузинський А.А.³, Бурбурська С.В.³

¹Київський міський центр ендопротезування, хірургії та реабілітації, Київська міська клінічна лікарня № 12, м. Київ, Україна

²Дніпровський державний медичний університет, м. Дніпро, Україна

³Лабораторія біомедичної інженерії, м. Київ, Україна

Особливості використання адитивних технологій в оперативній ортопедії

Резюме. Актуальність. Адитивні технології з кожним днем переходять з університетських лабораторій і високотехнологічних виробництв у рутинну клінічну практику і навіть у наш повсякденний побут. Кожен ентузіаст, маючи у своєму розпорядженні персональний комп'ютер і побутовий 3D-принтер, може створювати будь-які фізичні об'єкти — від дитячих іграшок до витворів мистецтва. Наявність на ринку широкого асортименту програмних продуктів, обладнання та витратних матеріалів у сукупності з даними сучасних методів діагностики, високим рівнем підготовки та кооперації лікарів та інженерів дають практичній медицині нові можливості. Уперше ми можемо повністю індивідуалізувати наші лікувально-діагностичні заходи: виконати прецизійне передопераційне планування, створити детальний план операції, відпрацювати втручання на повномасштабних анатомічних прототипах із використанням стандартного інструменту, провести його максимально швидко й атравматично, мінімізувати ризики, забезпечити оптимальний функціональний результат. У най-

тяжчих випадках — виготовити і встановити індивідуальні імпланти. **Мета:** запропонувати до уваги колег практичні аспекти та можливості адитивних технологій у сучасній ортопедичній практиці, ознайомити з історією та поточним станом медичного прототипування, поділитися технологічними тонкощами. **Матеріали та методи.** Під час написання цієї статті ми використовували дані публікацій останніх років у спеціальній вітчизняній і зарубіжній періодиці, численних монографій, матеріали тематичних конференцій, результати неформальних бесід із колегами в операційних, за комп'ютером і на виробництві, а також власний досвід (понад 200 випадків прототипування). **Висновки.** Доступність обладнання, програмного забезпечення і витратних матеріалів дозволяє впровадити методи адитивних технологій у повсякденну практику практично кожної сучасної ортопедо-травматологічної клініки.

Ключові слова: адитивні технології; 3D-планування і прототипування; ендопротезування суглобів

S SCHONEN

ФЛЕКСТРА® АДВАНС

FLEXTRA®

ADVANCE

Збалансований комплекс колагену I типу та протизапальних компонентів для покращення структури та функції сухожиль і зв'язок



1 капсула **2** рази на добу

**ФЛЕКСТРА СПРИЯЄ
ВІДНОВЛЕННЮ ЗВ'ЯЗОК
І СУХОЖИЛЬ**

- ✓ Пептиди колагену I типу
- ✓ Мукополісахариди
- ✓ Марганець

**Сприяють
покращенню структури**

- ✓ Екстракт куркуми
- ✓ Екстракт гарпагофітуму
- ✓ Екстракт босвелії

**Сприяють
зменшенню запалення**

РЕКЛАМА. Флекстра Адванс не є лікарським засобом. Є застереження щодо застосування, дивіться інструкцію. Флекстра Адванс має міжнародний сертифікат здоров'я. SCHONEN, FLEXTRA – зареєстрований товарний знак «Дельта Медікел Промоушнз АГ», Швейцарія / Delta Medical Promotions AG, Switzerland. DMUA.21.06.1

Блонський Р.І.

Медичний центр «Європейської ортопедії», м. Київ, Україна

Оцінка ефективності застосування препарату Флекстра® в пацієнтів з латеральними тендинопатіями ліктьового суглоба й ахіллового сухожилля

Резюме. Мета дослідження: оцінити ефективність і безпеку комплексного застосування препарату Флекстра® і екстракорпоральної ударно-хвильової терапії (ЕУХТ) або монотерапії у вигляді процедур ЕУХТ з позиції клінічної і структурної еволюції тендинопатій (тендинопатії ахіллового сухожилля і латеральної тендинопатії ліктьового суглоба). **Матеріали та методи.** Дослідження проведено на базі медичного центру «Європейської ортопедії» м. Києва протягом 2020–2021 рр. Було обстежено 74 пацієнтів (39 жінок і 35 чоловіків, середній вік $42,7 \pm 5,4$ року), яких було рандомно розподілено на чотири групи. Перша група — пацієнти з тендинопатією ахіллового сухожилля; друга — пацієнти з латеральною тендинопатією ліктьового суглоба. Обидві групи пацієнтів отримували по дві капсули препарату Флекстра® на добу протягом 90 днів і пройшли курс процедур ЕУХТ. Третя група — пацієнти з тендинопатією ахіллового сухожилля, четверта група — пацієнти з латеральним епіконділітом, які пройшли аналогічний курс ЕУХТ із 7 процедур. **Результати.** Проведене дослідження показало, що прийом препарату Флекстра® в комплексі з ЕУХТ має статистично значущий вплив на структуру й клінічні симптоми різноманітних тендинопатій. У пацієнтів з тендинопатіями *t. calcaneus* і при епіконділіті прийом препарату відіграє важливу роль у процесах загоєння сухожиль, що відображено у результатах ультразвукових досліджень обстежених пацієнтів. **Висновки.** Флекстра® є ефективним і безпечним препаратом у менеджменті тендинопатії ахіллового сухожилля та при епіконділіті, а додаткове застосування ЕУХТ забезпечує високу ефективність, особливо на початкових етапах захворювання.

Ключові слова: латеральна тендинопатія ліктьового суглоба; тендинопатія ахіллового сухожилля

Вступ

Приблизно 30–37 % відвідувань з приводу м'язово-скелетного болю в загальній практиці ортопеда-травматолога пов'язані з пошкодженням сухожиль [1, 4]. Тендинопатія — це поширене захворювання, що складно піддається лікуванню через його періодично рецидивуючий характер [1, 2, 4]. Тендинопатія виникає при навантаженнях м'язово-сухожильного апарату верхньої і нижньої кінцівок і призводить до виникнення болю, зниження толерантності сухожиль до навантажень і погіршення функціональних можливостей пацієнта [3, 5]. При тендинопатії характерні зміни відбуваються в структурі сухожилля, у результаті чого воно менше здатне витримувати повторне розтягуваль-

не навантаження. Зростання рівня захворюваності на тендинопатії пояснюється сучасною активністю людей, тенденціями до активного відпочинку й спортивної діяльності, збільшенням тривалості життя та деякими іншими факторами [6, 9]. Крім того, згідно з останніми дослідженнями, пацієнти з високим рівнем холестерину й діабетом мають більш високий ризик розвитку тендинопатії [2, 4].

Етіологія тендинопатій залишається не зовсім зрозумілою, а більшість відомих причин, таких як гіпоксія, гіпертермія, апоптоз, вплив медіаторів запалення, молочної кислоти, дисбаланс матричних металопротеїназ тощо, залишаються предметом теоретичних міркувань [2, 3].

При цьому гістологічне дослідження тканини не виявляє будь-яких ознак запалення й присутності характерних для нього клітин. Дезорієнтація, потовщення, розволокнення колагенових пучків на тлі осередкового вrostання судин, збільшення кількості клітин, підвищення вмісту глікозаміногліканів швидше свідчать на користь дегенеративної природи процесів, що відбуваються. Тому морфологічним еквівалентом тендинопатії є термін «тендиноз», який традиційно й правомірно можна зустріти в деяких клінічних описах [4, 8].

Нестероїдні протизапальні препарати (НПЗП) і кортикостероїди досить поширені в лікуванні тендинопатій. Згідно з наявними науковими даними, НПЗП навряд чи є найбільш ефективними через відсутність запального процесу при хронічній тендинопатії. Крім того, було дуже мало клінічних випробувань їх ефективності. Основна проблема традиційних терапевтичних стратегій полягає в тому, що більшість з них засновані тільки на боротьбі із запаленням; вони не виправляють структурну аномалію сухожилля. Ін'єкції стероїдів корисні в короткостроковій перспективі (спочатку приблизно 4 тижні), проте їх довгострокова ефективність невідома, і якість доказової бази їх ефективності також підлягає дискусії, а використання залишається неоднозначним [5].

Нутрицевтичні препарати використовують як допоміжну терапію для лікування тендинопатій. Метод впливу на структуру сухожил'я і зв'язок за допомогою нутриціологічної підтримки є відносно новим. Численні доклінічні й клінічні дослідження показали ефективність включення продуктів природного походження в комплекс лікування. Такі компоненти, як гідролізований колаген І типу, мукополісахариди, хондроїтин, глюкозамін, метилсульфонілметан, босвелієва кислота, куркумін, вітамін С, відігравали важливу роль у процесах загоєння сухожил'я [6, 7]. Для більш збалансованої дії поєднують компоненти, що мають сприятливий вплив на сухожил'я і зв'язки. Таку дію має комплекс, що містить колаген І типу, мукополісахариди й марганець, який виготовляється в Іспанії [6–8]. В Україні даний комплекс представлений компанією «Дельта Медікел» (Швейцарія) під назвою Флекстра®, у Європі — як Tendoactive®. Комплекс Флекстра® містить у своєму складі гідролізований колаген І типу 40 мг, мукополісахариди 220 мг, сульфат марганцю 1,5 мг і вітамін С 40 мг. Колаген І типу стимулює синтез колагену І типу в сухожиллях і зв'язках, сприяючи їх структурному відновленню й покращанню функції. Мукополісахариди підтримують структурну цілісність сухожил'я і зв'язок, забезпечують склеювання фібрил колагену І типу, що підвищує їх стійкість до розтягування й згинання. Марганець бере участь у формуванні сухожил'я і зв'язок і сприяє засвоєнню організмом кальцію і вітаміну С, що покращує стан кістково-суглобового апарату. Вітамін С сприяє кращому синтезу власного колагену [9]. Цей огляд зосереджений на лікуванні

тендинопатії, з особливою увагою на роль таких нутрицевтиків, як колаген типу І, мукополісахариди й вітамін С, у лікуванні тендинопатії.

Що стосується лікування пацієнтів з латеральними тендинопатіями за допомогою екстракорпоральної ударно-хвильової терапії (ЕУХТ), то якісних клінічних проспективних рандомізованих плацебо-контрольованих досліджень на сьогодні також недостатньо. Проте в роботах деяких авторів, наприклад Нааке та співавт. [8] і Speed [7], не знайдено доказів ефективності, тоді як інші групи дослідників надали докази більшої ефективності ЕУХТ [5, 7]. Отже, ефективність ЕУХТ є предметом дискусій і потребує подальших досліджень.

Мета дослідження — оцінити ефективність і безпеку комплексного застосування препарату Флекстра® і ЕУХТ або монотерапії у вигляді процедур ЕУХТ з позиції клінічної і структурної еволюції тендинопатій (тендинопатія ахіллового сухожилля й латеральна тендинопатія ліктьового суглоба).

Матеріали та методи

Дослідження проведено на базі медичного центру «Європейської ортопедії» м. Києва протягом 2020–2021 рр. Були обстежені 74 пацієнти (39 жінок і 35 чоловіків, середній вік $42,7 \pm 5,4$ року) з клінічно і сонографічно діагностованою тендинопатією (тендинопатія ахіллового сухожилля або латеральний епікондиліт), яких було рандомно розподілено на чотири групи.

Перша група (група 1 (tAc)), $n = 20$ — пацієнти з тендинопатією ахіллового сухожилля; *друга група* (група 2 (tle)), $n = 18$ — пацієнти з латеральною тендинопатією ліктьового суглоба. Обидві групи пацієнтів отримували по дві капсули препарату Флекстра® на добу (мукополісахариди — 440 мг, гідролізований колаген І типу — 80 мг, аскорбінова кислота (вітамін С) — 80 мг, сульфат марганцю — 3,076 мг, d- α -токоферолу ацетат (вітамін Е) — 0,97 мг) протягом 90 днів і пройшли курс процедур екстракорпоральної ударно-хвильової терапії. ЕУХТ проводили на апараті BTL — 6000 SWT, частота 5–10 Гц, тиск 3–3,5 бара. Кожен пацієнт пройшов курс із 7 процедур з інтервалом 5–7 днів, 3000 уд. хвиль за процедуру.

Третя група (група 3 (tAc)), $n = 17$ — пацієнти з тендинопатією ахіллового сухожилля, *четверта група* (група 4 (tle)), $n = 19$ — пацієнти з латеральним епікондилітом, які пройшли аналогічний курс ЕУХТ із 7 процедур.

Оцінка результатів проводилась щомісяця за показниками візуальної аналогової шкали (ВАШ), а стан ураженого сухожилля характеризували за допомогою ультразвукового сканера SonoScape S60 лінійним датчиком високої щільності L743 (SonoScape Co., Ltd., Китай). У В-режимі вимірювали товщину сухожил'я у поздовжній проекції, структуру й ехогенність оцінювали у двох проекціях: поздовжній і поперечній. Дані ультразвукового дослідження (УЗД) зіставляли з даними клінічного обстеження пацієнтів. Результати

оцінювали на 30, 60, 90-й день. Статистичний аналіз матеріалів дослідження проведено за допомогою програми MedStat методами описової статистики: у групах дослідження розраховувалися кількісні показники, такі як середнє вибіркове значення (M) і помилка середнього значення (m), якісні показники наведені як частоти і їх відсоткові співвідношення. Для всіх видів аналізу статистично значущими вважали відмінності при $p < 0,05$.

Результати

Порівняльний аналіз результатів лікування пацієнтів усіх груп показав статистично значуще зменшення рівня болю в стані спокою (рис. 1). Проте лише в групі 1 (tAc) і групі 2 (tle) це зниження було прогресуючим і вірогідно значущим порівняно з вихідними даними (рис. 1).

У групах 3 і 4 спостерігалось статистично значуще зниження больового синдрому під час обстеження через 30 днів, проте при подальшому спостереженні біль не зменшився й зберігався на тому самому рівні. Зазначимо, що наприкінці дослідження (90-та доба) інтенсивність болю в спокої в пацієнтів груп 3 і 4 перевищувала середньостатистичні показники груп 1 і 2, які отримували Флекстра®, відмінності між групами вірогідні ($p < 0,05$) (рис. 1–3).

Порівняльний аналіз ефективності застосування Флекстра® у комплексі з ЕУХТ у пацієнтів з тендинопатіями ахіллового сухожилля показав, що в пацієнтів групи 1 (tAc) відмічалось зниження рівня больових відчуттів на 79,2 і 73,5 % відповідно на 60-й і 90-й день обстеження, що є статистично значущим порівняно з вихідними даними ($p < 0,05$), тоді як у групі 3 (tAc) динаміка протягом періоду дослідження була менш вираженою, що відображено в результатах (у момент опитування на 60-й і 90-й день у пацієнтів групи 3 (tAc) у середньому рівень болю зменшився на 40,3 і 36,5 %, що є статистично значущим порівняно з вихідними даними, але менш вираженим, ніж у пацієнтів з комплексною терапією ($p < 0,05$)) (рис. 2).

Вірогідність відмінностей при порівнянні результатів групи 1 (tAc) і групи 3 (tAc) є статистично зна-

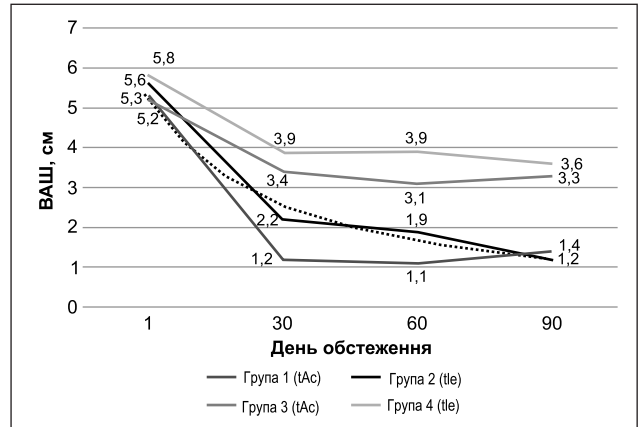


Рисунок 1. Динаміка больового синдрому за ВАШ (см) у пацієнтів груп 1 і 2 (Флекстра® + ЕУХТ) і груп 3 і 4 (ЕУХТ) на етапах обстеження

чуною на момент опитування на 30, 60 і 90-й день ($p < 0,05$).

Порівняльний аналіз ефективності застосування Флекстра® і ЕУХТ у пацієнтів з латеральним епіконділітом показав, що в групі 2 (tle) відмічалось зниження рівня больових відчуттів на 66,1 і 78,5 % на 60-й і 90-й день обстеження відповідно, що є статистично значущим порівняно з вихідними даними ($p < 0,05$). За результатами обстеження пацієнтів групи 4 динаміка протягом періоду дослідження була мало вираженою, що відображено в результатах обстеження: на 60-й і 90-й день опитування у пацієнтів групи 4 (tle) відзначено зменшення показника болю за ВАШ на 30,3 і 35,7 % ($p < 0,05$) відповідно порівняно з вихідними даними (рис. 3). Вірогідність відмінностей між результатами групи 2 (tle) і групи 4 (tle) є статистично значущою на момент опитування на 30, 60 і 90-й день ($p < 0,05$).

Отже, комплексне застосування ЕУХТ і Флекстра® є більш ефективним у лікуванні тендинопатій, ніж монотерапія процедур ЕУХТ, що може відіграти потенційну роль у загоєнні сухожиль і зменшенні больового синдрому.

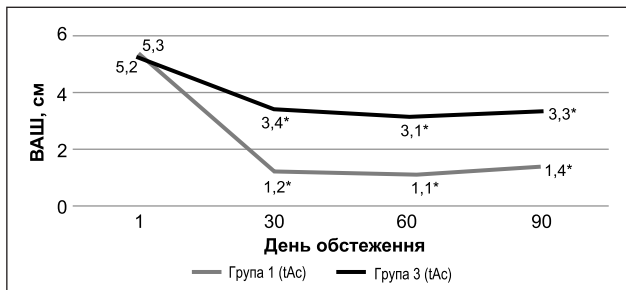


Рисунок 2. Динаміка результатів лікування за ВАШ (см) пацієнтів з тендинопатіями ахіллового сухожилля: група 1 (tAc) і група 3 (tAc)

Примітка: * — різниця вірогідна порівняно з вихідними даними ($p < 0,05$).

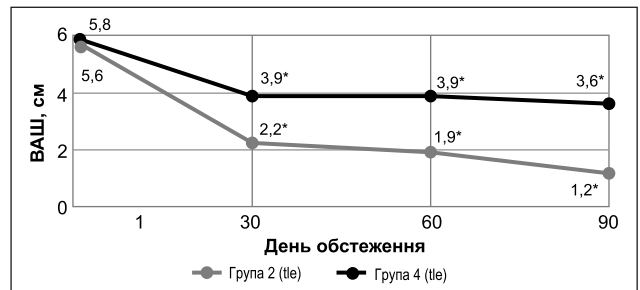


Рисунок 3. Динаміка результатів лікування за ВАШ (см) пацієнтів з латеральним епіконділітом: група 2 (tle) і група 4 (tle)

Примітка: * — різниця вірогідна порівняно з вихідними даними ($p < 0,05$).

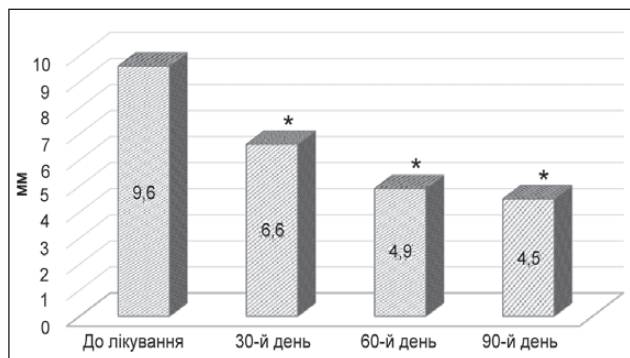


Рисунок 4. Динаміка змін ультразвукових характеристик сухожилля *m. extensor digitorum* пацієнтів з латеральним епіконділітом: група 2 (tle), n = 18

Примітка: * — різниця вірогідна порівняно з вихідними даними ($p < 0,05$).

За даними первинного УЗД у пацієнтів з тендинопатіями ахіллового сухожилля групи 1 (tAc) і групи 3 (tAc) визначено потовщення ураженого сухожилля в усіх обстежених (рис. 4). Аналогічну тенденцію виявлено в пацієнтів групи 2 (tle) і групи 4 (tle) з тендинопатією *m. extensor digitorum*. Так, при УЗД у В-режимі до лікування спостерігалось потовщення: сухожилля *m. extensor digitorum* — у середньому до 0,96 см (діапазон 0,8–1,1 см) у групі 2 (tle) і 0,95 см (діапазон 0,9–1,2 см) у групі 4 (tle) (рис. 4, 5). Ехогенність сухожилля була знижена в усіх пацієнтів групи 2 (tle) і групи 4 (tle) на етапі попередніх досліджень (рис. 6, 7).

Під час повторного УЗД-скрінінгу в пацієнтів групи 2 (tle), які вживали препарат Флекстра® і проходили ЕУХТ, встановлено зменшення товщини сухожилля *m. extensor digitorum* і підвищення ехогенності залежно від етапу обстеження (рис. 4, 6). У групі 4 (tle) зменшення товщини ураженого сухо-

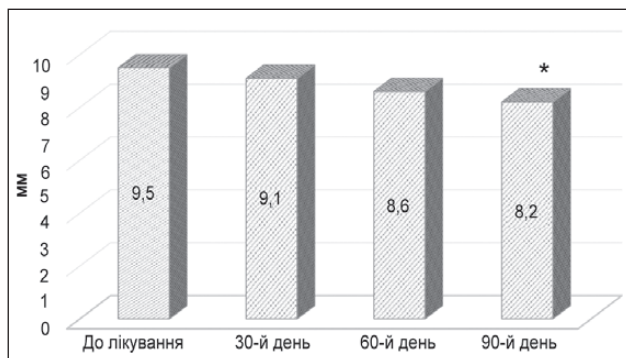


Рисунок 5. Динаміка змін ультразвукових характеристик сухожилля *m. extensor digitorum* пацієнтів з латеральним епіконділітом: група 4 (tle), n = 19

Примітка: * — різниця вірогідна порівняно з вихідними даними ($p < 0,05$).

жилля мало тенденцію до покращення, але без підтвердження статистичної значущості порівняно з вихідними даними на етапах обстеження на 30-й і 60-й день ($p > 0,05$) (рис. 5).

Зниження ехогенності спостерігалось у 100 % пацієнтів обох груп з тендинопатією *m. extensor digitorum* на етапі первинного обстеження. На етапах повторного скрінінгу нормативні показники ехогенності сухожилля *m. extensor digitorum* відзначено серед пацієнтів групи 2 (tle) у 83,4 і 88,8 % на 60-й і 90-й день відповідно ($p < 0,05$). Для групи 4 (tle) показник норми було визначено в 15,5 і 26,3 % пацієнтів на 60-й і 90-й день обстеження відповідно (рис. 6, 7).

Вірогідне зменшення товщини ураженого *t. calcaneus* спостерігалось в групі 1 (tAc) (рис. 8). Під час повторного обстеження встановлено зменшення товщини ахіллового сухожилля на 60-й і 90-й

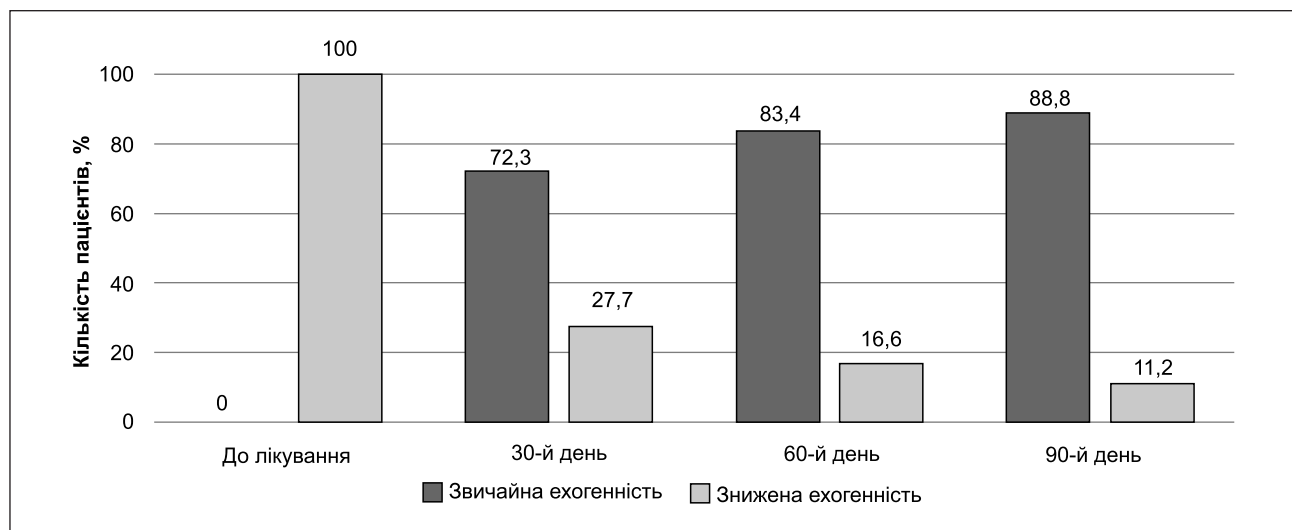


Рисунок 6. Динаміка змін параметрів УЗД (ехогенність) сухожилля *m. extensor digitorum* у пацієнтів з латеральним епіконділітом: група 2 (tle), n = 18

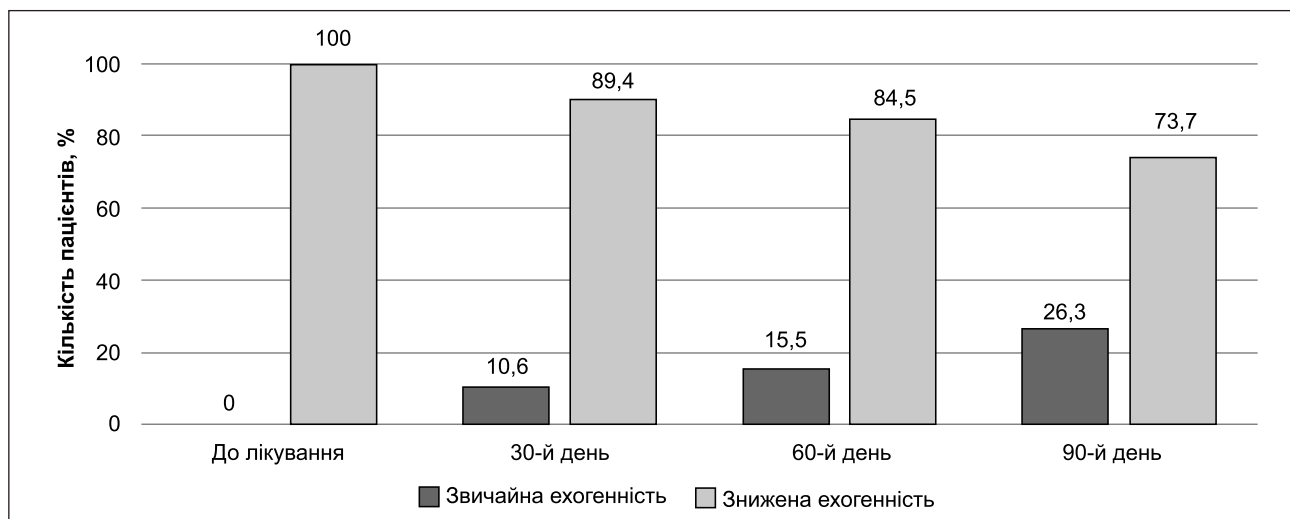


Рисунок 7. Динаміка змін параметрів УЗД (ехогенність) сухожиль *t. extensor digitorum* у пацієнтів з латеральним епіконділітом: група 4 (tle), $n = 19$

день лікування (6,6 мм (діапазон від 6,4 до 6,9 мм) і 6,7 мм (діапазон від 6,3 до 6,9 мм)) відповідно, що відповідає нормативним значенням товщини сухожилля в середній третині. Отримані результати УЗД-скринінгу ураженого сухожилля серед пацієнтів групи 3 (tAc) показали структурне покращення лише на 30-й день (10,1 мм (діапазон 9,9 до 11,3 мм)), однак протягом цього етапу і після нього результат залишався майже незмінним ($p > 0,05$) (рис. 9).

Показник ехогенності *t. calcaneus* для групи 1 (tAc) мав тенденцію до покращення протягом усього періоду спостереження, і на момент останнього обстеження норму було відзначено в 90 % пацієнтів, які перенесли тендинопатією *t. calcaneus*. Для групи 3 (tAc), показник норми відзначено було у 17,6 % пацієнтів на 60-й і 90-й день обстеження (рис. 10, 11).

Отже, проведене дослідження показало, що прийом препарату Флекстра® в комплексі з ЕУХТ справляє статистично значущий вплив на структуру й клінічні симптоми різноманітних тендинопатій. У пацієнтів з тендинопатіями *t. calcaneus* і при епіконділіті прийом препарату відіграє важливу роль у процесах загоєння сухожиль, що відображено у результатах УЗД-досліджень обстежених пацієнтів. Даний комплекс сприяє покращанню структури, функціональної здатності сухожиль і більш швидкому поверненню до повсякденної активності.

Обговорення

Метааналіз зарубіжних джерел дозволив виявити, що в багатьох дослідженнях Флекстра® (Tendactive®) показала статистично значущий вплив на структуру й клінічні симптоми різноманітних тендинопатій.

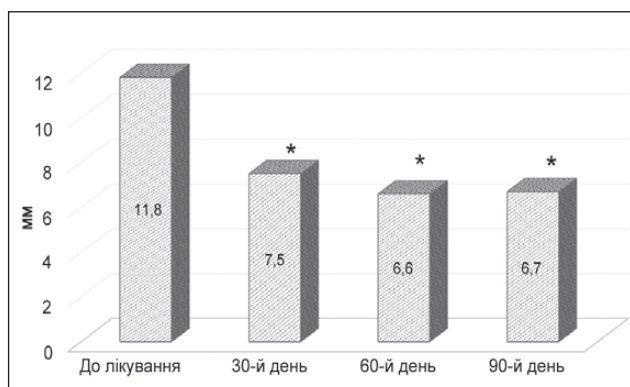


Рисунок 8. Динаміка змін за результатами УЗД (товщина, мм) у пацієнтів з тендинопатією *t. calcaneus*: група 1 (tAc), $n = 20$

Примітка: * — різниця вірогідна порівняно з вихідними даними ($p < 0,05$).

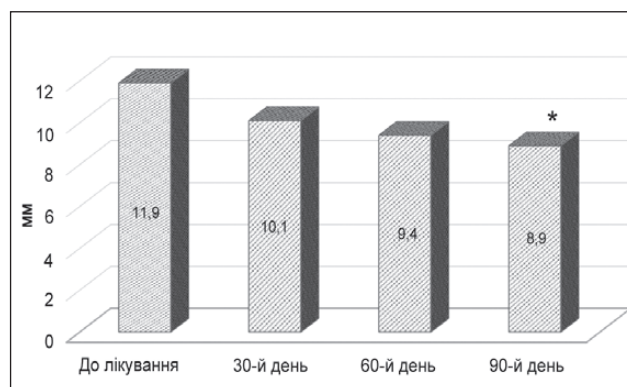


Рисунок 9. Динаміка змін за результатами УЗД (товщина, мм) у пацієнтів з тендинопатією *t. calcaneus*: група 3 (tAc), $n = 17$

Примітка: * — різниця вірогідна порівняно з вихідними даними ($p < 0,05$).

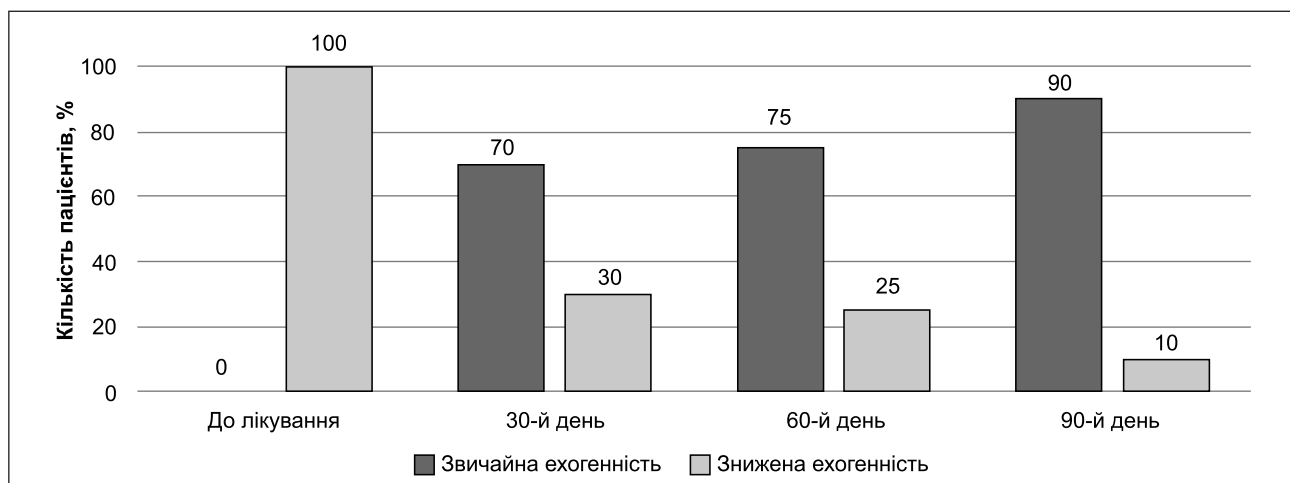


Рисунок 10. Динаміка змін параметрів УЗД (ехогенність) сухожиль *t. calcaneus* пацієнтів з тендінопатією ахіллового сухожилля: група 1 (*tAc*), $n = 20$

Так, Nadal і співавт. у 2009 році в першому обсерваційному рандомізованому плацебо-контрольованому дослідженні відмітили, що використання Флекстра® (Tendoactive®) при тендінопатії ахіллового сухожилля, тендінопатії супраспінатуса протягом 12 тижнів сприяло статистично значущому зниженню болю за ВАШ і покращанню функціональної працездатності [7].

Martinez та співавт. у 2014 році в багатоцентровому відкритому проспективному дослідженні оцінювали 98 пацієнтів з тендінопатією ахіллового сухожилля (ахіллова тендінопатія (АТ)) ($n = 32$), пателлярною тендінопатією (ПТ) ($n = 32$) і латеральним епикондилітом (ЛЕ) ($n = 34$), які отримували добову дозу Флекстра® (Tendoactive®) протягом 90 днів. При оцінці болю за ВАШ у стані активності спостерігалось зменшення болю на 82 % у групі АТ, на 73 % — при ПТ і на 81 % — при ЛЕ. Функція в групах дослідження покращувалась

на 38 % за шкалою VISA-A при АТ, на 46 % — за VISA-P при ПТ і на 77 % — при аналізі анкети PRTEE при ЛЕ. Товщина сухожиль при ультразвукографії зменшувалась на 12 % при АТ, на 10 % — при ПТ і на 20 % — при ЛЕ [10].

Binh і співавт. у 2014 році в рандомізованому плацебо-контрольованому дослідженні відмітили, що в 60 пацієнтів з тендінопатією ахіллового сухожилля, тендінопатією супраспінатуса, при плантарному фасциїті й латеральному епикондиліті використання препарату Флекстра® (Tendoactive®) протягом 3 місяців сприяло статистичному зменшенню болю за ВАШ. На початковому етапі рівень болю в групах Флекстра® (Tendoactive®) і плацебо становив $5,82 \pm 0,21$ см проти $5,71 \pm 0,23$ см відповідно. Показники болю знизились в обох групах протягом досліджуваного періоду, проте в пацієнтів, які приймали Флекстра® (Tendoactive®), відмічалось значне

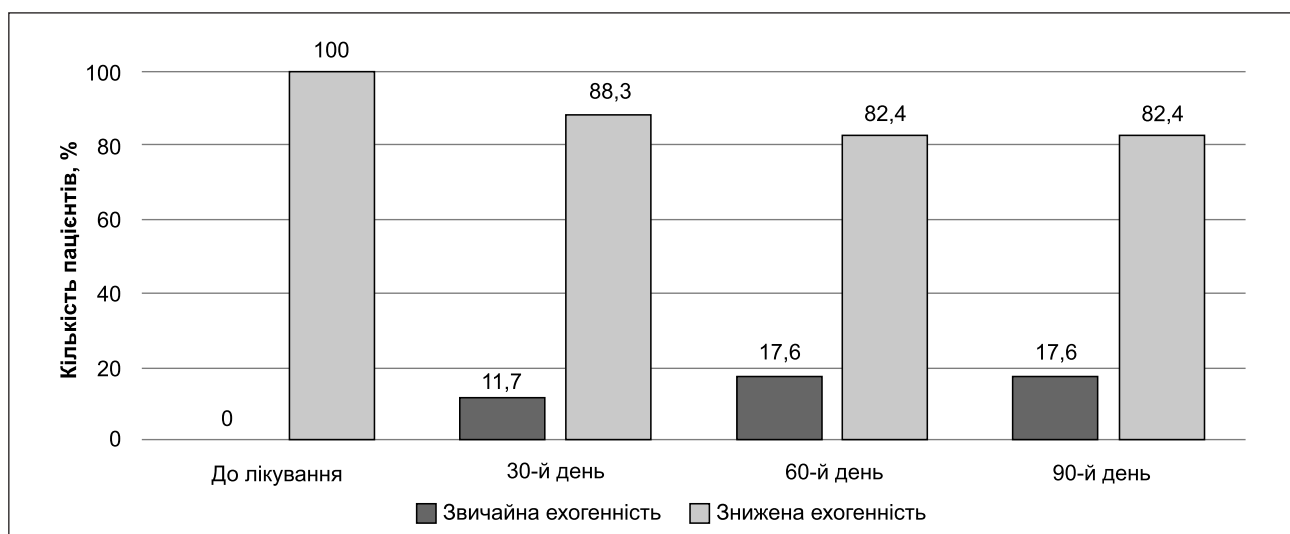


Рисунок 11. Динаміка змін параметрів УЗД (ехогенність) сухожиль *t. calcaneus* пацієнтів з тендінопатією ахіллового сухожилля: група 3 (*tAc*), $n = 17$

зниження болю через 90 днів ($2,50 \pm 0,22$ см проти $3,20 \pm 0,20$ см у групах Флекстра® і плацебо відповідно; $p < 0,05$). Наприкінці дослідження в жодного пацієнта в групі Флекстра® не було діагностовано тендинопатії за даними УЗД [11].

Balius і співавт. у 2016 році провели рандомізоване контрольоване мультицентрове дослідження за участю 59 пацієнтів з ахілловою тендинопатією, які були розподілені на 3 групи із застосуванням фізіотерапії: група ексцентричного розтягнення, група пасивного розтягнення з Флекстра® (Tendoactive®) і група ексцентричного тренування з Флекстра® (Tendoactive®). Під час дослідження, тривалість якого становила 3 місяці, оцінювалися біль (ВАШ), функціональна здатність (VISA-A) і товщина сухожиль при ультразвукографії. Флекстра® (Tendoactive®) у комплексі з ексцентричним розтягненням зменшувала біль на 80 %, у комплексі з пасивним розтягненням — на 91 %. Автори дійшли висновку, що Флекстра® (Tendoactive®) є ефективним і безпечним препаратом у менеджменті ахіллової тендинопатії і забезпечує додаткову ефективність при проведенні фізіотерапії, особливо на початкових етапах захворювання, коли сухожилля не зазнали матриксних і судинних змін [12].

Отже, клінічні дані метааналізу й результати власних досліджень свідчать, що застосування препарату Флекстра® не тільки зменшує клінічні симптоми, але й покращує структурну еволюцію різних типів тендинопатій.

Висновки

Загальні результати нашого дослідження показують, що застосування препарату Флекстра® в комплексі з ЕУХТ є безпечним та ефективним терапевтичним варіантом для покращання як клінічних симптомів, так і структурної еволюції пошкоджених сухожиль, як продемонстровано на прикладах тендинопатій ахіллового сухожилля та m. extensor digitorum у пацієнтів з латеральним епіконділітом.

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

Список літератури

1. МакНелли Ю. Ультразвуковые исследования костно-мышечной системы: Практическое руководство: Пер. с англ. А.Н. Хитровой, под ред. Г.И. Назаренко, И.Б. Героевой. М.: Издательский дом «Видар», 2007. 400 с.
2. Sharma P., Maffulli N. Biology of tendon injury: healing, modeling and remodeling. *J. Musculoskelet Neuronal Interact.* 2006. 6(2). 181-190.

3. Riley G.P., Curry V., DeGroot J., van El B., Verzijl N., Hazleman B.L., Bank R.A. Matrix metalloproteinase activities and their relationship with collagen remodelling in tendon pathology. *Matrix Biol.* 2002. 21(2). 185-195. doi: 10.1016/s0945-053x(01)00196-2.

4. Dean B.J.F., Dakin S.G., Millar N.L., Carr A.J. Review: emerging concepts in the pathogenesis of tendinopathy. *Surgeon.* 2017. 15(6). 349-54.

5. Coombes B.K., Bisset L., Vicenzino B. Efficacy and safety of corticosteroid injections and other injections for management of tendinopathy: a systematic review of randomised controlled trials: *The Lancet.* 2010. 376(9754). 1751-67.

6. Arquera A., Garciab M., Laucirac J.A., Riud M., Blàvia M. Eficàcia i seguretat d'un tractament oral a base de mucopolisacàrids, collagen tipus I i vitamina C en pacients amb tendinopaties. *Apunts Med. Esport.* 2014. 49(182). 31-36.

7. Speed C.A., Richards C., Nichols D., Burnet S., Wies J.T., Humphreys H., Hazleman B.L. Extracorporeal shock-wave therapy for tendonitis of the rotator cuff. A double-blind, randomised, controlled trial. *J. Bone Joint Surg. Br.* 2002. 84. 509-12.

8. Haake M., König I.R., Decker T., Riedel C., Buch M., Müller H. et al. Extracorporeal shock wave therapy in the treatment of lateral epicondylitis: a randomized multicenter trial. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2002 Nov. 84-A(11). 1982-91.

9. Dinesh Agrawal, Aalok Shah, Kapil Dev Mehta, Rishi Jain, Salman Motlekar. Role of nutritional supplements in the management of tendinopathies: focus on combination of type I collagen, vitamin C and mucopolysaccharides. *International Journal of Research in Orthopaedics.* November-December 2020. Vol. 6. Issue 6. P. 1355.

10. Martinez-Silvestrini J.A. Chronic lateral epicondylitis: comparative effectiveness of a home exercise program including stretching alone versus stretching supplemented with eccentric or concentric strengthening. *J. Hand Ther. Off. J. Am. Soc. Hand Ther.* 005. 18. 411-419. quiz 420. [PubMed] [Google Scholar].

11. Binh B.H. et al. A Randomized, Placebo-Controlled Study to Evaluate Efficacy and Safety of A Dietary Supplement Containing Mucopolysaccharides, Collagen Type I and Vitamin C for Management of Different Tendinopathies. *Annals of the Rheumatic Diseases.* 2014. 73. 299-299.

12. Ramon B., Álvarez G., Baró F., Jiménez F., Pedret C., Costa E. A 3-Arm Randomized Trial for Achilles Tendinopathy: Eccentric Training, Eccentric Training Plus a Dietary Supplement Containing Mucopolysaccharides, or Passive Stretching Plus a Dietary Supplement Containing Mucopolysaccharides. *Curr. Ther. Res Clin. Exp.* 2016. 78. 1-7.

Отримано/Received 28.05.2021

Рецензовано/Revised 11.06.2021

Прийнято до друку/Accepted 21.06.2021 ■

Information about author

Roman Blonskyi, MD, PhD, Medical Center "European Orthopedics", Kyiv, Ukraine; e-mail: drblonskiy@ukr.net; <https://orcid.org/0000-0003-2310-6345>

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

R.I. Blonskyi

Medical Center "European Orthopedics", Kyiv, Ukraine

Evaluation of Flextra® efficiency in patients with lateral elbow and Achilles tendinopathies

Abstract. Background. The purpose of the study was to evaluate the efficacy and safety of the combination use of Flextra® and extracorporeal shock wave therapy (ESWT) or ESWT alone from the standpoint of clinical and structural evolution of tendinopathies (Achilles and lateral elbow tendinopathy). **Materials and methods.** The study was conducted at the premises of the Medical Center "European Orthopedics" in Kyiv for 2020–2021. Seventy-four patients (39 women and 35 men, mean age of 42.7 ± 5.4 years) were examined, they were randomly divided into four groups. The first group included patients with Achilles tendinopathy and the second one — those with lateral elbow tendinopathy. Both groups received two Flextra capsules a day for 90 days and underwent a course of ESWT. The third group in-

cluded individuals with Achilles tendinopathy and the fourth group — patients with lateral epicondylitis, who underwent the same course of ESWT (7 procedures). **Results.** The study showed that taking Flextra® in combination with ESWT has a statistically significant effect on the structure and clinical symptoms of various tendinopathies. In patients with t.calcaneus tendinopathy and epicondylitis, the drug plays an important role in the healing of tendons, which is reflected in the results of ultrasound examinations. **Conclusions.** Flextra® is an effective and safe drug in the treatment of Achilles tendinopathy and epicondylitis, and the additional use of ESWT provides high efficiency, especially in the initial stages of the disease.

Keywords: lateral elbow tendinopathy; Achilles tendinopathy

Бондаренко С.Є., Денисенко С.А., Карпінський М.Ю., Яресько О.В.

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

Дослідження впливу чашок ендопротезів кульшових суглобів із пористого титану на розподіл напружень у кістковій тканині (математичне моделювання)

Резюме. Актуальність. При ендопротезуванні в пацієнтів зі зміненою анатомією та наявністю остеопорозу кульшової западини дуже складним завданням є стабільна фіксація ацетабулярного компонента ендопротеза. Існують дослідження з вивчення зчеплення кісткової тканини з титановими, танталовими та керамічними покриттями ендопротезів. Проте недостатньо даних щодо впливу міцнісних характеристик сучасних поверхонь чашок ендопротезів кульшового суглоба на розподіл механічних напружень у кістковій тканині навколо імплантованих компонентів. **Мета роботи:** вивчити на математичній моделі зміни напружено-деформованого стану системи «ендопротез — кістка» в результаті використання чашки ендопротеза з пористого титану. **Матеріали та методи.** Проведене математичне моделювання напружено-деформованого стану кульшового суглоба людини при ендопротезуванні з використанням чашки з пористих матеріалів. Під час дослідження моделювали дефект покрівлі вертлюжної западини, заповнений кістковим імплантатом, фіксованим двома гвинтами, та дефект дна вертлюжної западини, заповнений кістковими чипсами. Чашки ендопротеза моделювали у двох варіантах: із цільного титану з напленням шару з пористого титану; цілком із пористого титану. До крижі прикладали розподілене навантаження величиною 540 Н. Між крилом таза та великим вертлюгом стегнової кістки прикладали навантаження, що моделювали дію середнього сідничного м'яза — 1150 Н та малого сідничного м'яза — 50 Н. **Результати.** Використання чашки з напленням пористого титану при нормальному стані вертлюжної западини призводить до виникнення напружень максимальної величини (15,9 МПа) в її задньоверхній частині. Мінімальні напруження (4,6 МПа) спостерігаються в центрі вертлюжної западини. Використання ендопротеза з чашкою з пористого титану дозволяє знизити рівень напружень у кістковій тканині навколо чашки. За наявності дефекту покрівлі вертлюжної западини ендопротез кульшового суглоба з чашкою з пористого титану викликає напруження меншої величини, ніж чашка із цільного титану з напленням пористого титану. Але на трансплантаті рівень напружень залишається практично незмінним незалежно від типу чашки. Використання чашки з пористого титану за наявності дефекту дна вертлюжної западини викликає значно менші напруження в кістковій тканині навколо неї порівняно із цільнометалевою чашкою з напленням. **Висновки.** Чашка ендопротезу кульшового суглоба, виготовлена з пористого титану, викликає значно нижче напруження у всіх контрольних точках моделі порівняно з чашкою із цільного титану з напленням пористого як за наявності дефектів покрівлі та дна вертлюжної западини, так і без них.

Ключові слова: ендопротез; чашка; кульшовий суглоб; математична модель; напруження

Вступ

Під час виконання операцій ендопротезування в пацієнтів зі зміненою анатомією та з остеопорозом кульшової западини дуже складним завданням є стабільна фіксація ацетабулярного компонента ендопротеза [1–5].

На сьогодні найбільш біологічною формою фіксації ендопротезів є остеointegraція, тому проводяться

численні дослідження з метою розробки оптимальної поверхні імплантату для досягнення міцного блоку між імплантатом та кісткою з метою подовження тривалості фіксації ендопротеза в кістковій тканині [6–9]. Для остеointegraції ацетабулярних компонентів ендопротезів кульшового суглоба виготовляють різні поверхні, що мають структуру у вигляді спече-

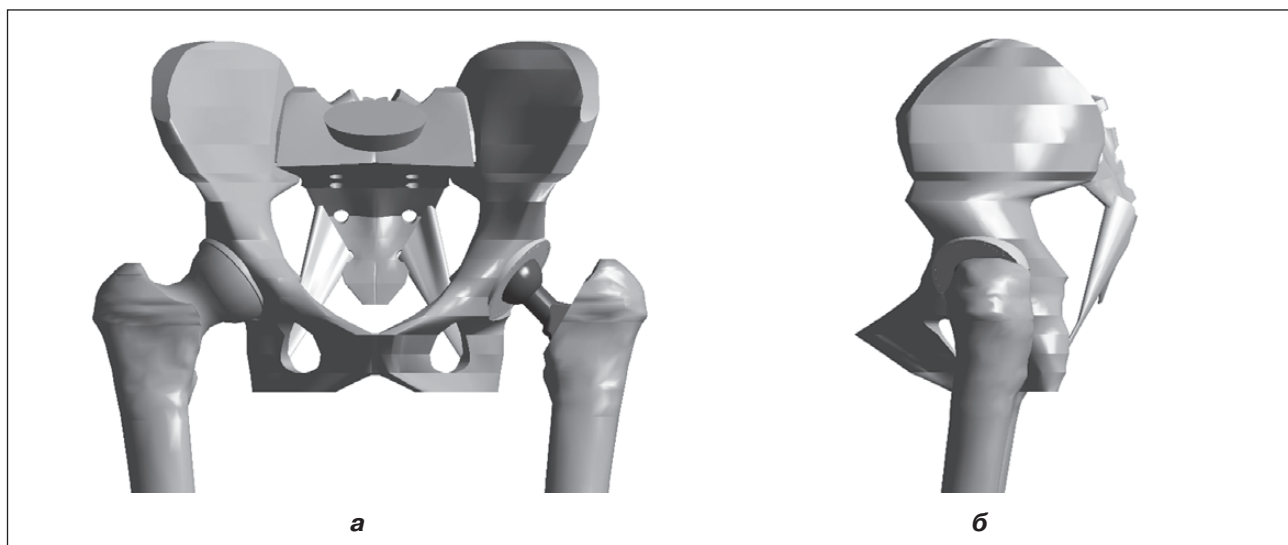


Рисунок 1. Модель таза в нормі з ендопротезом лівого кульшового суглоба: а — вигляд у фронтальній площині; б — вигляд у сагітальній площині

них шариків, волокнистої сітки, шпаристого металу, із наповненням гідроксилапатиту або без нього [10, 11].

Існують дослідження з вивчення зчеплення кісткової тканини з титановими [10–13], танталовими [14, 15] та керамічними [3, 16, 17] покриттями ендопротезів. Проте недостатньо даних щодо впливу міцнісних характеристик сучасних поверхонь ацетабулярних компонентів ендопротезів кульшового суглоба на розподіл механічних напружень у кістковій тканині навколо імплантованих компонентів.

Мета роботи: вивчити на математичній моделі зміни напружено-деформованого стану системи «ендопротез — кістка» в результаті використання чашки ендопротеза з пористого титану.

Матеріали та методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» проведене математичне моделювання напружено-деформованого стану кульшового суглоба людини при ендопротезуванні з використанням чашки з пористих матеріалів. Для вирішення поставленого завдання була розроблена скінчено-елементна модель, що містила таз, нижні кінцівки. На правій кінцівці був змодельований ендопротез кульшового суглоба. Загальний вигляд моделі наведений на рис. 1.

Під час дослідження моделювали дефект титану вертлюжної западини, заповнений кістковим імплантатом, що фіксований двома гвинтами. Зовнішній вигляд моделі наведений на рис. 2.

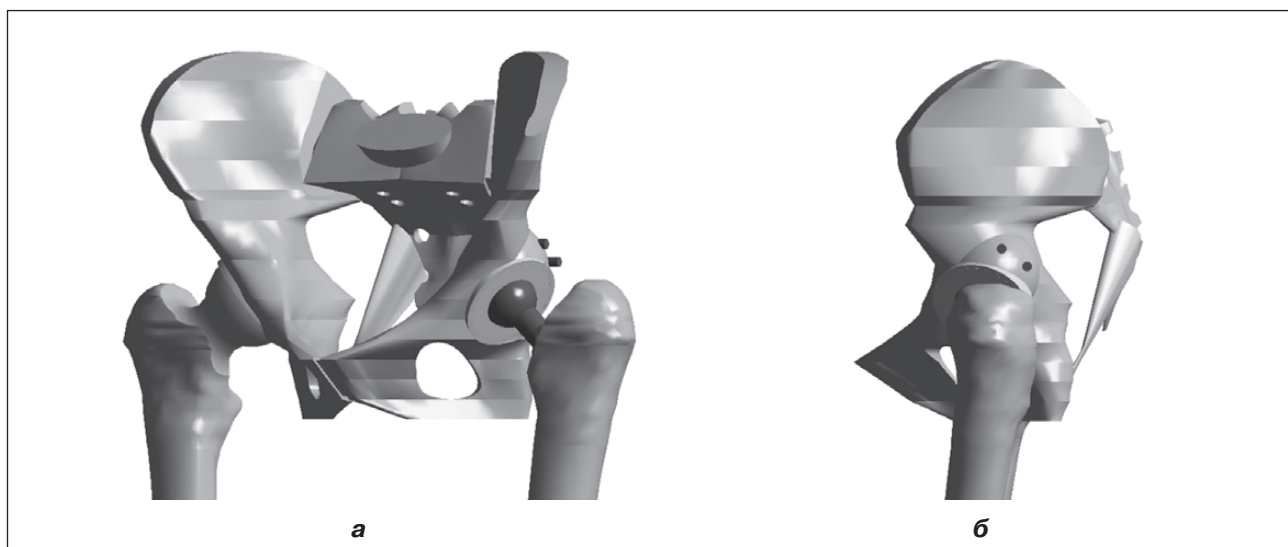


Рисунок 2. Модель таза з дефектом покрівлі вертлюжної западини, заміненим кістковим трансплантатом: а — вигляд у фронтальній площині; б — вигляд у сагітальній площині

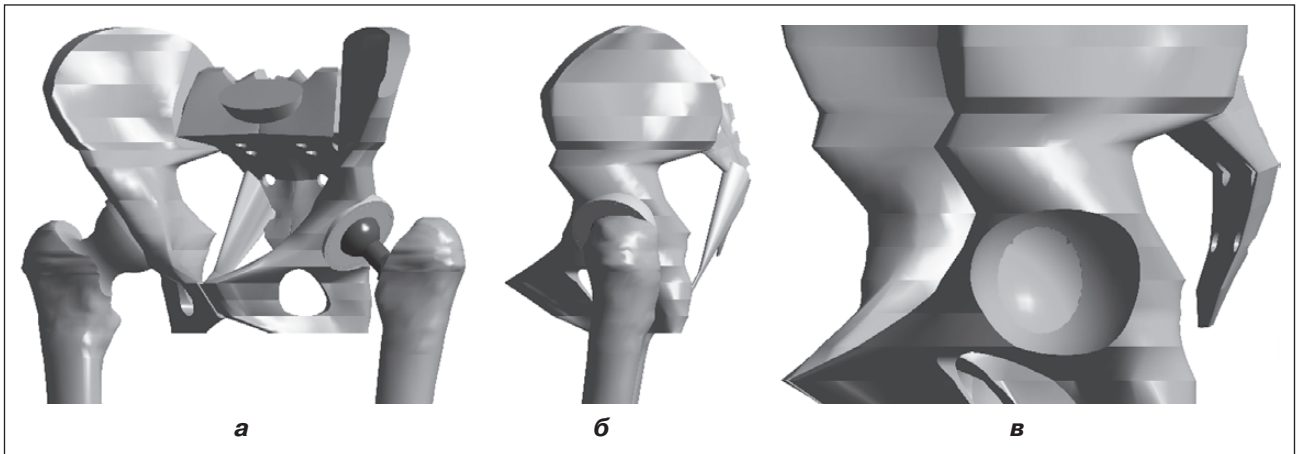


Рисунок 3. Модель таза з дефектом дна вертлюжної западини, заміщеним кістковим трансплантатом: а — вигляд у фронтальній площині; б — вигляд у сагітальній площині; в — зона дефекту

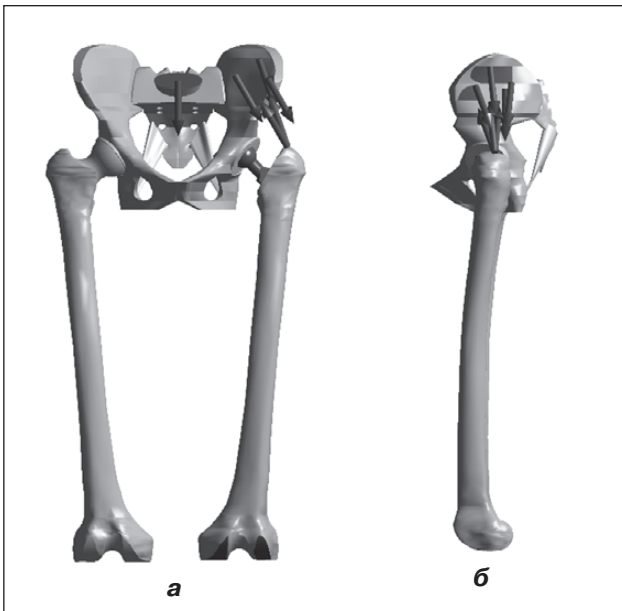


Рисунок 4. Схема навантаження моделей: а — вигляд у фронтальній площині; б — вигляд у сагітальній площині

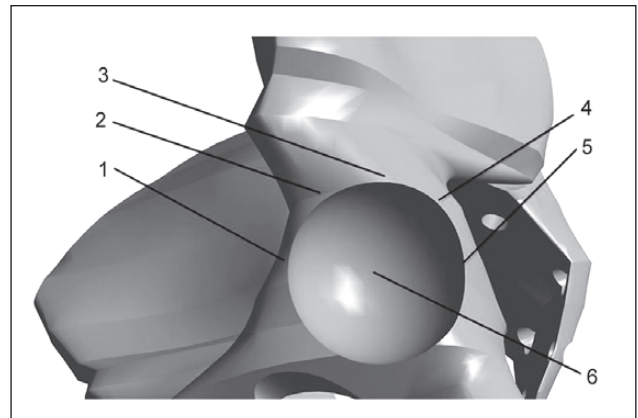


Рисунок 5. Схема розташування контрольних точок. Контрольні точки, в яких проводили реєстрацію величин напружень у моделях:
1 — спереду вертлюжної западини;
2 — спереду-зверху вертлюжної западини;
3 — зверху вертлюжної западини;
4 — ззаду-зверху вертлюжної западини;
5 — ззаду вертлюжної западини;
6 — дно вертлюжної западини

Таблиця 1. Механічні характеристики матеріалів, що використовували при моделюванні

Матеріал	Модуль Юнга (Е), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кортикальна кістка [1]	18 400	0,30
Губчаста кістка [1]	10 000	0,30
Хрящова тканина [2]	5,58	0,45
Кістковий регенерат [3]	1,00	0,45
Кісткові чипси [4]	13,48	0,30
Поліетилен [5]	1100	0,42
Титан ВТ16 [6]	54 000	0,36
Пористий титан [7]	1120	0,30
Пористий титан із кісткою	25 520	0,30

Також моделювали дефект дна вертлюжної западини, заповнений кістковими чипсами (рис. 3).

Конструкцію чашки ендопротеза моделювали у двох варіантах: із цільного титану з напиленням шару з пористого титану; цілком із пористого титану. Механічні властивості біологічних тканин обирали за даними літературних джерел [18, 19]. Механічні властивості кісткових чипсів обирали за даними експериментальних досліджень [20]. Характеристики штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури [21, 22].

Для моделювання остеоінтеграції на поверхні чашки ендопротеза відокремлювали тонкий прошарок завтовшки 2 мм, що імітував пористий титан із порами, заповненими кістковою тканиною. Ураховували пористість титану, рівною 80 %. З огляду на це розраховували модуль пружності прошарку пористого титану, заповненого кістковою тканиною, за формулою розрахунку модуля пружності композитного матеріалу [23, 24]:

$$E_k = K_1 E_1 + K_2 E_2, \quad (1)$$

де E_1 — модуль пружності титану, $E_1 = 54,0$ ГПа; E_2 — модуль пружності кортикальної кістки, $E_2 = 18,4$ ГПа; K_1 — частка титану в композиті 20 %, $K_1 = 0,2$; E_2 — частка кортикальної кістки в композиті 80 %, $K_2 = 0,8$.

Підставимо значення коефіцієнтів до рівняння (1) й отримуємо величину модуля пружності кістково-титанового композиту:

$$E_k = 0,2 \cdot 54,0 + 0,8 \cdot 18,4. \\ E_k = 25,52 \text{ ГПа.}$$

Механічні характеристики матеріалів, що використовували в розрахунках, наведені в табл. 1.

Матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент був обраний 10-вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією.

При проведенні досліджень до крижі прикладали розподілене навантаження величиною 540 Н, що відповідає вазі верхньої частини тіла людини вагою 70 кг [25]. Між крилом таза та великим вертлюгом стегнової кістки прикладали навантаження, що моделювали дію середнього сідничного м'яза — 1150 Н та малого сідничного м'яза — 50 Н [26]. Схема навантаження моделі наведена на рис. 4.

Для порівняння різних варіантів остеосинтезу проводили реєстрацію величин напружень у кістковій тканині навколо вертлюжної западини в певних контрольних точках моделей. Схема розташування контрольних точок наведена на рис. 5.

Дослідження напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою методу кінцевих елементів. Як критерій оцінки напруженого стану моделей використовували напруження за Мізесом [2].

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу Cosmos/M [28].

Результати та їх обговорення

Першим етапом роботи досліджували моделі з нормальним станом вертлюжної западини. Напружено-деформований стан моделі з чашкою з напиленням пористого титану можна розглянути на рис. 6.

Використання чашки з напиленням пористого титану при нормальному стані вертлюжної западини призводить до виникнення напружень максимальної величини (15,9 МПа) в її задньоверхній частині. Мінімальні напруження (4,6 МПа) спостерігаються в центрі вертлюжної западини.

Напружено-деформований стан моделі з чашкою з пористого титану наведений на рис. 7.

Використання ендопротеза з чашкою з пористого титану при нормальному стані вертлюжної западини дозволяє знизити рівень напружень у кістковій тканині навколо чашки у всіх досліджених контрольних точках. Дані про величини напружень у контрольних точках моделей із нормальним тазом при різних матеріалах чашки ендопротеза наведені в табл. 2.

Для наочного порівняння величин напружень у контрольних точках моделей із нормальним тазом при різних матеріалах чашки ендопротеза побудована діаграма, яка наведена на рис. 8.

Як показало проведене дослідження при нормальному стані вертлюжної западини, використання ендопротеза кульшового суглоба з чашкою з пористого титану викликає значно менше напруження в кістковій тканині навколо вертлюжної западини, ніж чашка із цільного титану та напиленням шару пористого титану.

Таблиця 2. Величини напружень у контрольних точках моделей із нормальним тазом при різних матеріалах чашки ендопротеза

Контрольні точки		Напруження, МПа	
№	Локалізація	Пористий титан	Пористе напилення
1	Спереду	8,0	10,7
2	Спереду-зверху	9,1	9,9
3	Верх	9,4	11,5
4	Ззаду-зверху	10,2	15,9
5	Ззаду	5,2	7,5
6	Центр	3,8	4,6

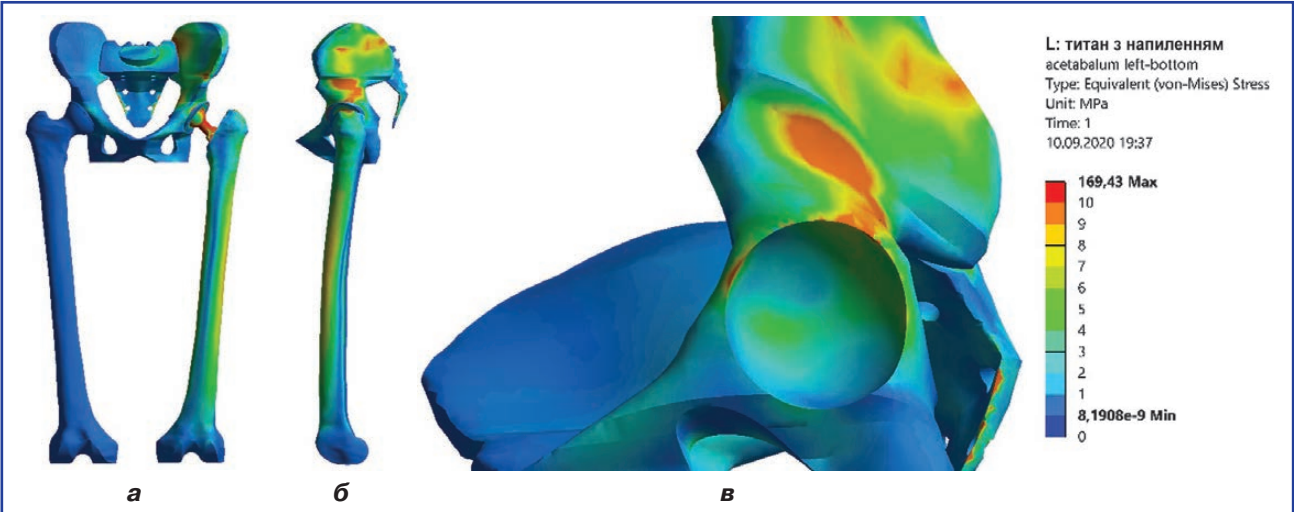


Рисунок 6. Картина розподілу напружень у моделі з нормальним тазом та ендопротезом кульшового суглоба з чашкою з наповненням пористого титану: а — вигляд у фронтальній площині; б — вигляд у сагітальній площині; в — вертлюжна западина

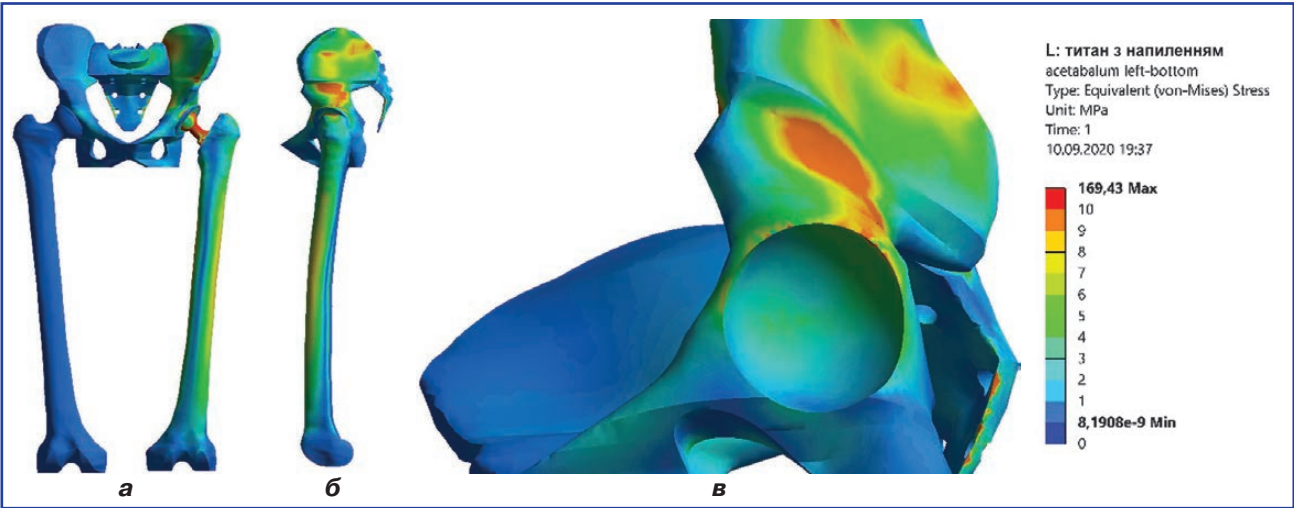


Рисунок 7. Картина розподілу напружень у моделі з нормальним тазом та ендопротезом кульшового суглоба з чашкою з пористого титану: а — вигляд у фронтальній площині; б — вигляд у сагітальній площині; в — вертлюжна западина

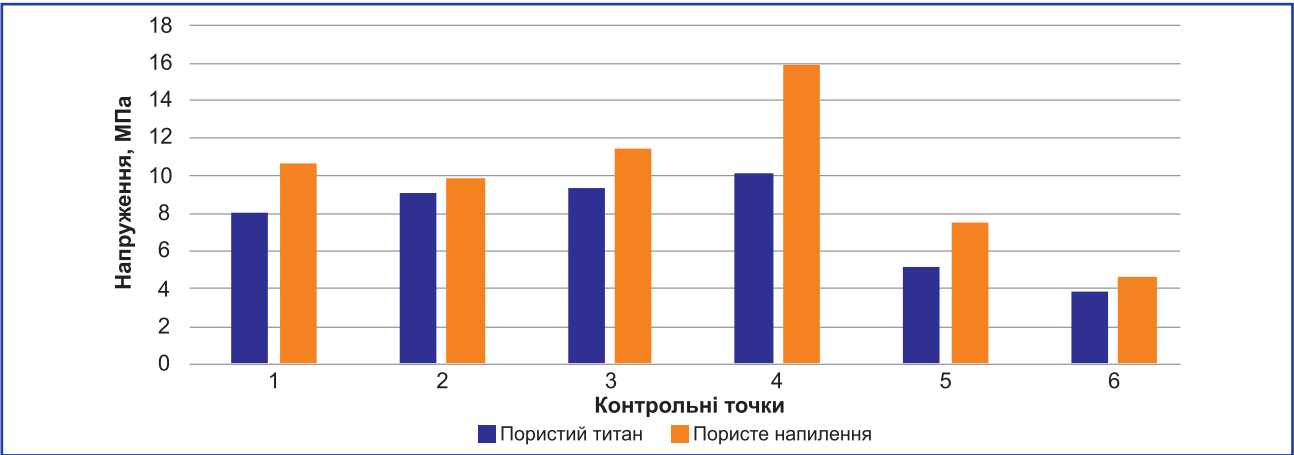


Рисунок 8. Діаграма величин напружень у контрольних точках моделей із нормальним тазом при різних матеріалах чашки ендопротеза

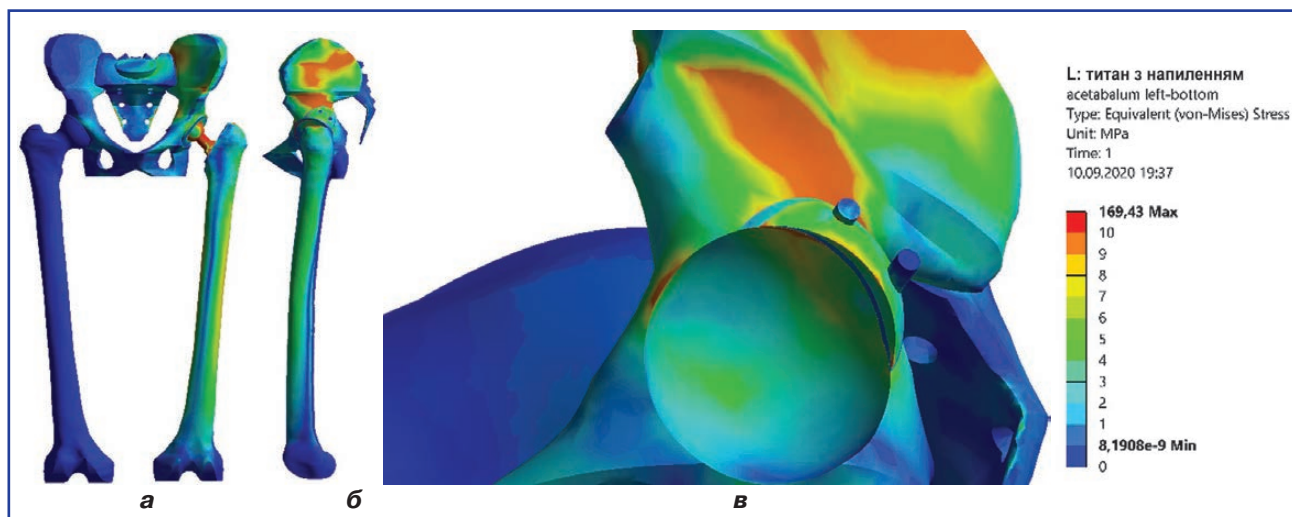


Рисунок 9. Картина розподілу напружень у моделі з дефектом покрівлі вертлюжної западини, заміщеним кістковим трансплантатом, та ендопротезом кульшового суглоба з чашкою з наповненням пористого титану: а — вигляд у фронтальній площині; б — вигляд у сагітальній площині; в — вертлюжна западина

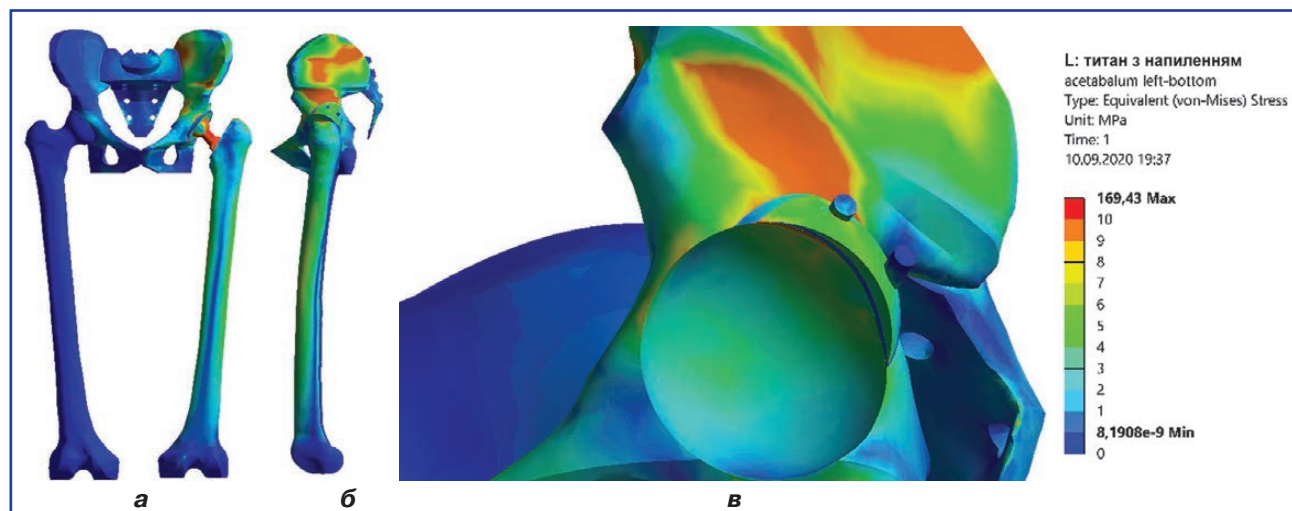


Рисунок 10. Картина розподілу напружень у моделі з дефектом покрівлі вертлюжної западини, заміщеним кістковим трансплантатом, та ендопротезом кульшового суглоба з чашкою з пористого титану: а — вигляд у фронтальній площині; б — вигляд у сагітальній площині; в — вертлюжна западина

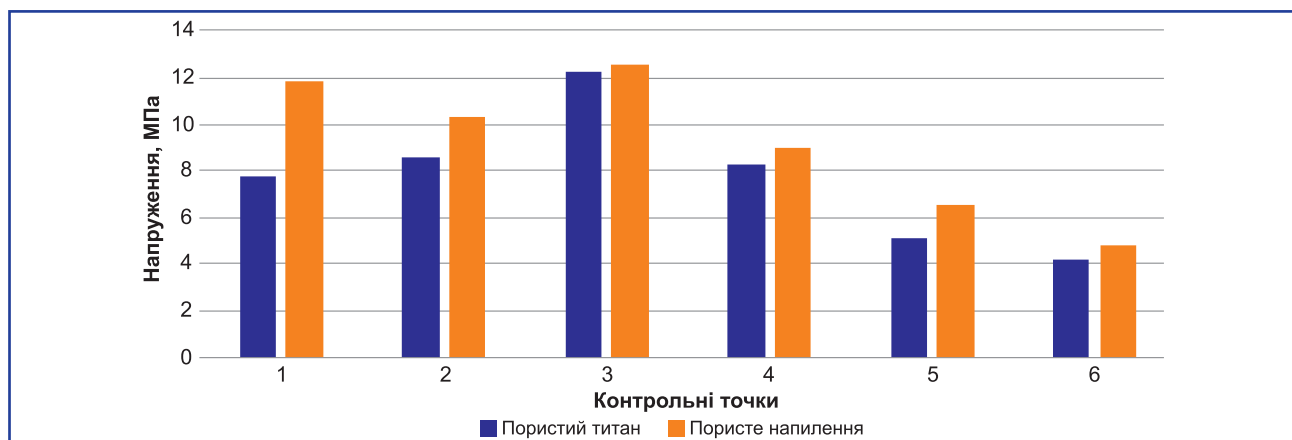


Рисунок 11. Діаграма величини напружень у контрольних точках моделей із дефектом покрівлі вертлюжної западини, заміщеним кістковим трансплантатом, при різних матеріалах чашки ендопротеза

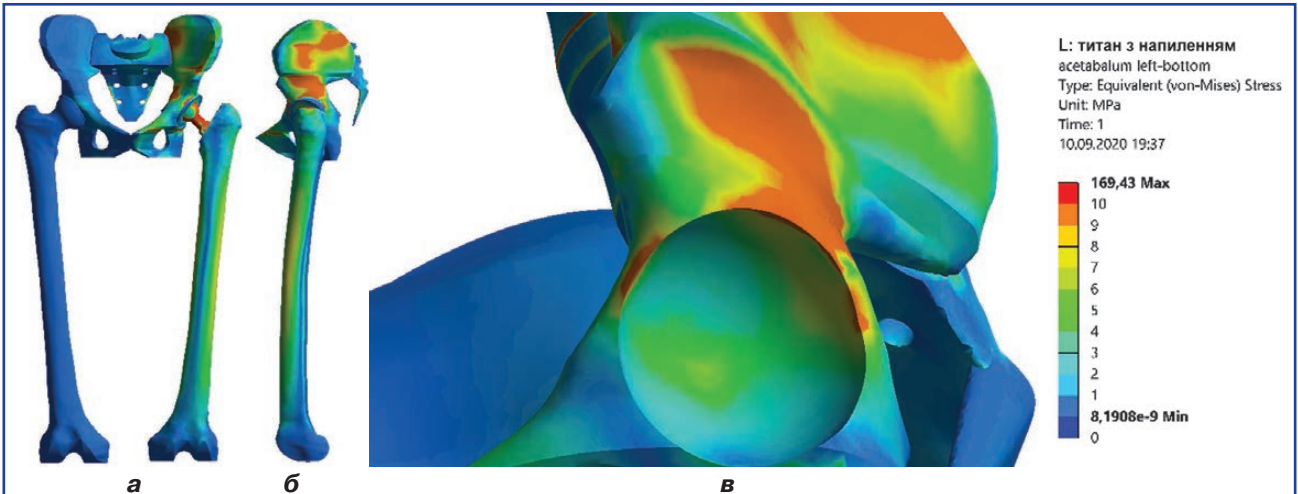


Рисунок 12. Картина розподілу напружень у моделі з дефектом дна вертлюжної западини, заміщеним кістковим трансплантатом, та ендопротезом кульшового суглоба з чашкою з наповненням пористого титану: а — вигляд у фронтальній площині; б — вигляд у сагітальній площині; в — вертлюжна западина

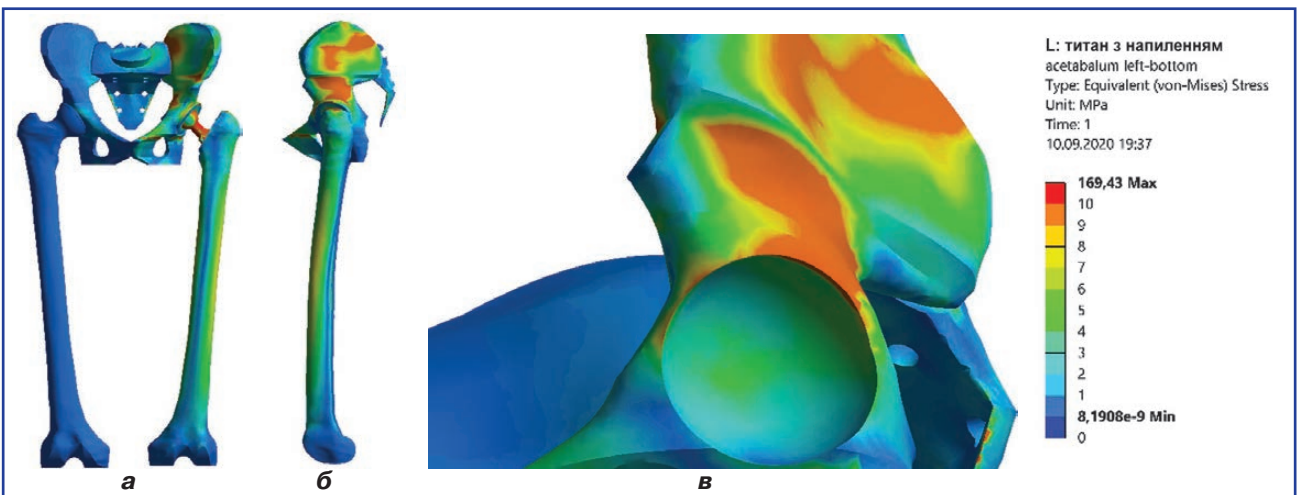


Рисунок 13. Картина розподілу напружень у моделі з дефектом дна вертлюжної западини, заміщеним кістковим трансплантатом, та ендопротезом кульшового суглоба з чашкою з пористого титану: а — вигляд у фронтальній площині; б — вигляд у сагітальній площині; в — вертлюжна западина

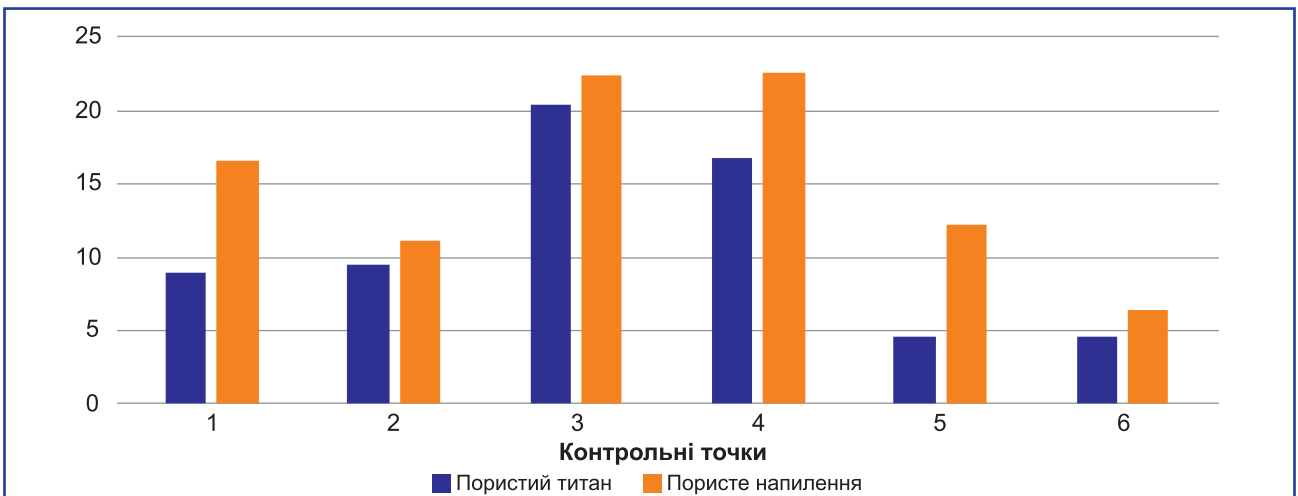


Рисунок 14. Діаграма величини напружень у контрольних точках моделей із дефектом дна вертлюжної западини, заміщеним кістковим трансплантатом, при різних матеріалах чашки ендопротеза

Таблиця 3. Величини напружень у контрольних точках моделей із дефектом покрівлі вертлюжної западини, заміщеним кістковим трансплантатом, при різних матеріалах чашки ендопротеза

Контрольні точки		Напруження, МПа	
№	Локалізація	Пористий титан	Пористе напilenня
1	Спереду	7,8	11,8
2	Спереду-зверху	8,6	10,3
3	Верх	12,2	12,5
4	Ззаду-зверху	8,3	9,0
5	Ззаду	5,1	6,5
6	Центр	4,2	4,8

На наступному етапі роботи вивчали розподіл напружень у моделях із дефектом покрівлі вертлюжної западини. Картина напружено-деформованого стану моделі з чашкою із цільного титану та напilenням шару пористого титану наведена на рис. 9.

За наявності дефекту покрівлі вертлюжної западини, заміщеного кістковим трансплантатом, що фіксований гвинтами, ендопротез із чашкою із цільного титану та напilenням пористого титану викликає напруження максимальної величини (12,5 МПа) саме у верхній частині западини, тобто на кістковому трансплантаті. Ззаду та в центрі вертлюжної западини напруження мінімальні й визначаються на рівні 6,5 та 4,8 МПа відповідно.

Розподіл напружень у моделі з дефектом покрівлі вертлюжної западини та ендопротезом із чашкою з пористого титану можна спостерігати на рис. 10.

Використання чашки ендопротеза з пористого титану за наявності дефекту покрівлі вертлюжної западини дозволяє знизити рівень напружень кісткової тканини навколо всіх контрольних точок. Особливо помітне зниження рівня напружень у передній частині вертлюжної западини, де вони визначаються на рівні 7,8 МПа порівняно з 11,8 МПа в моделі з чашкою з напilenням пористого титану. Слід відмітити, що саме на кістковому трансплантаті рівень напружень залишається практично незмінним і становить 12,2 МПа. Дані про величини напружень у контрольних точках моделей із дефектом покрівлі вертлюжної западини, заміщеним кістковим трансплантатом, при різних матеріалах чашки ендопротеза наведені в табл. 3.

Порівняти величини напружень у контрольних точках моделей із дефектом покрівлі вертлюжної западини, заміщеним кістковим трансплантатом, при різних матеріалах чашки ендопротеза допоможе діаграма, яка наведена на рис. 11.

Результати проведеного моделювання дозволяють стверджувати, що за наявності дефекту покрівлі вертлюжної западини ендопротез кульшового суглоба з чашкою з пористого титану викликає напруження меншої величини, ніж чашка із цільного титану з напilenням пористого титану. Але саме на трансплантаті рівень напружень залишається практично незмінним незалежно від типу чашки. Це можна пояснити тим, що високий рівень напружень більш обумовлений наявністю двох фіксуючих гвинтів у кістковому трансплантаті, що заміщує дефект, ніж матеріалом, з якого виготовлені чашки ендопротеза.

На останньому етапі дослідження вивчали характер розподілу напружень у моделях із дефектом дна вертлюжної западини, заповненим кістковими чипсами. Напружено-деформований стан моделі з ендопротезом кульшового суглоба з чашкою з напilenням пористого титану наведений на рис. 12.

Як і в попередніх дослідженнях, за наявності дефекту дна вертлюжної западини, заповненого кістковими чипсами, чашка із цільного титану з напilenням пористого титану призводить до виникнення зони максимальних напружень у кістковій тканині у верхній (22,6 МПа) та задньоверхній (22,3 МПа) ділянках

Таблиця 4. Величини напружень у контрольних точках моделей із дефектом дна вертлюжної западини, заміщеним кістковим трансплантатом, при різних матеріалах чашки ендопротеза

Контрольні точки		Напруження, МПа	
№	Локалізація	Пористий титан	Пористе напilenня
1	Спереду	9,0	16,5
2	Спереду-зверху	9,5	11,2
3	Верх	20,4	22,3
4	Ззаду-зверху	16,7	22,6
5	Ззаду	4,5	12,2
6	Центр	4,6	6,4

вертлюжної западини. На дні вертлюжної западини, незважаючи на наявність дефекту, рівень напружень визначається на мінімальному рівні та не перевищує позначки 6,4 МПа.

Картину розподілу напружень у моделі з дефектом дна вертлюжної западини, заміщеним кістковим трансплантатом, та ендопротезом кульшового суглоба з чашкою з пористого титану можна спостерігати на рис. 13.

Використання чашки з пористого титану за наявності дефекту дна вертлюжної западини викликає значно менші напруження в кістковій тканині навколо неї у всіх контрольних точках моделі порівняно із цільно-металевою чашкою з напильником. Дані про величини напружень у контрольних точках моделей із дефектом дна вертлюжної западини, заміщеним кістковим трансплантатом, при різних матеріалах чашки ендопротеза наведені в табл. 4.

Наочно порівняти величини напружень у контрольних точках моделей із дефектом дна вертлюжної западини, заміщеним кістковим трансплантатом, при різних матеріалах чашки ендопротеза можна за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 14.

Як бачимо на діаграмі, за наявності дефекту дна вертлюжної западини рівень напружень у кістковій тканині навколо неї нижчий у всіх контрольних точках моделі при використанні чашки з пористого титану, ніж при використанні цільного титану з напильником пористого титану.

Висновки

Чашка ендопротеза кульшового суглоба, виготовлена з пористого титану, викликає напруження значно нижчого рівня у всіх контрольних точках моделі порівняно з чашкою з цільного титану з напильником пористого титану як за наявності дефектів покривлі та дна вертлюжної западини, так і без них.

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

Список літератури

1. Корж Н.А., Филиппенко В.А., Танькут В.А. и др. Применение чашки эндопротеза тазобедренного сустава с танталовым покрытием при дефектах стенок вертлужной впадины и остеопорозе. *Мат. IX съезда травматологов-ортопедов Республики Беларусь. Мн., 2014. С. 260-266.*
2. Олійник О.Є. Эндопротезування кульшового суглоба при деформаціях та дефектах проксимального відділу стегнової кістки і кульшової западини: Автореф. дис... д-ра мед. наук: 14.01.21/О.Є.Олійник; Ін-т патології хребта та суглобів ім. М.І. Ситенка АМН України. Х., 2011. 36 с.
3. Лоскутов А.Е. и др. Эндопротезирование тазобедренного сустава: Монография; под ред. лауреата Гос. премии, засл. деят. науки и техники Украины, проф. А.Е. Лоскутова. Д.: Лира, 2010. 344 с.
4. Филиппенко В.А., Хмызов С.А., Жигун А.И. и др. Особенности эндопротезирования пациентов с последствиями

неправленых переломовывихов в тазобедренном суставе. *Вісник ортопедії, травматології та протезування. 2015. № 2. С. 28-33.*

5. Филиппенко В.А. и др. Эндопротезирование тазобедренного сустава: Монография; под ред. В.А. Филиппенко, Н.А. Коржа. Х.: Колегіум, 2015. 220 с.

6. Biemond J.E., Hannink G., Jurrius A.M. et al. In vivo assessment of bone ingrowth potential of three-dimensional e-beam produced implant surfaces and the effect of additional treatment by acid etching and hydroxyapatite coating. *J. Biomater. Appl. 2012. № 26(7). P. 861-875.*

7. Biemond J.E., Eufrásio T.S., Hannink G. et al. Assessment of bone ingrowth potential of biomimetic hydroxyapatite and brushite coated porous E-beam structures. *J. Mater. Sci. Mater. Med. 2011. № 22(4). P. 917-925.*

8. Kusakabe H., Sakamaki T., Nihei K. et al. Osseointegration of a hydroxyapatite-coated multilayered mesh stem. *Biomaterials. 2004. № 25(15). P. 2957-2969.*

9. Manders P.J., Wolke J.G., Jansen J.A. Bone response adjacent to calcium phosphate electrostatic spray deposition coated implants: an experimental study in goats. *Clin. Oral Implants Res. 2006. № 17(5). P. 548-553.*

10. Karageorgiou V., Kaplan D. Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis. *Biomaterials. 2005. № 26(27). P. 5474-5491.*

11. *Bone-Implant Interface in Orthopedic Surgery: Basic Science to Clinical Applications. Ed. by Karachalios, Theofilos. Springer-Verlag London, 2014. 342 p.*

12. Руцкий А.В., Минченя В.Т., Маслов А.П. Оценки объемной пористой титановой структуры в эндопротезах тазобедренного сустава SLPS. *Ars medica. 2011. № 17(53). С. 25-30.*

13. Baad-Hansen T., Kold S., Nielsen P.T. et al. Comparison of trabecular metal cups and titanium fiber-mesh cups in primary hip arthroplasty: a randomized RSA and bone mineral densitometry study of 50 hips. *Acta Orthop. 2011. № 82(2). P. 155-160.*

14. Boby J.D., Stackpool G.J., Hacking S.A. et al. Characteristics of bone ingrowth and interface mechanics of a new porous tantalum biomaterial. *J. Bone Joint Surg. Br. 1999. № 81(5). P. 907-914.*

15. Boby J.D., Poggie R.A., Krygier J.J. et al. Clinical validation of a structural porous tantalum biomaterial for adult reconstruction. *Ibid. 2004. Vol. 86-A. S.2. P. 123-129.*

16. Гайко Г.В., Підгаєцький В.М. Пористе титанове та титан-гідроксилапатитне покриття для безцементного ендопротеза кульшового суглоба. *Ортопедия, травматология и протезирование. 2008. № 4. С. 47-53.*

17. Moroni et al. A Comparison of Hydroxyapatite-Coated, Titanium-Coated, and Uncoated Tapered External-Fixation Pins. An in Vivo Study in Sheep. *J. Bone Joint Surg. Am. 1998. № 80. P. 547-554.*

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

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

20. Філіпенко В.А., Мезенцев В.О., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д. Експериментальне дослідження механіч-

них властивостей матеріалів у вигляді гранул та чипів для заповнення кісткових дефектів. *Травма*. 2020. Т. 21. № 1. С. 23-30. doi: 10.22141/1608-1706.1.21.2020.197795.

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

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

23. Карпинский М.Ю., Суббота И.А., Карпинская Е.Д., Попов А.И. Экспериментально-теоретическое обоснование состава композитного материала для заполнения костных дефектов. *Медицина и...*, 2008. № 3(21).

24. Хвисюк О.М., Павлов О.Д., Карпинський М.Ю., Карпінська О.Д. Розрахунок міцнісних характеристик композитного матеріалу на основі полілактиду трикальцій-

фосфату та гідроксіапатиту. *Травма*. 2020. Т. 21. № 1. Р. 85-91. doi: 10.22141/1608-1706.1.21.2020.197802.

25. Образцов И.Ф., Адамович И.С., Барер И.С. и др. *Проблема прочности в биомеханике: Учебное пособие для технич. и биол. спец. вузов. М.: Высш. школа, 1988. 311 с.*

26. Carhart M.R. *Biomechanical Analysis of Compensatory Stepping: Implications for Paraplegics Standing Via FNS: Ph.D. Dissertation. Arizona State University, 2000.*

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

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

Отримано/Received 14.04.2021

Рецензовано/Revised 07.05.2021

Прийнято до друку/Accepted 13.05.2021 ■

Information about authors

Stanislav Bondarenko, PhD, Head Researcher of the Department of Joint Pathology, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: bondarenko@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0003-2463-5919>.

S.A. Denisenko, PhD student at the Department of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: drsergey93@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0001-7602-0954>.

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

O. Yaresko, Junior Research Fellow at the Department of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: avyresko@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-2037-5964>.

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

S.Ye. Bondarenko, S.A. Denisenko, 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

Investigation of the effect of porous titanium cups on stress distribution in bone tissue (mathematical modeling)

Abstract. Introduction. During arthroplasty in patients with altered anatomy and osteoporosis of the acetabulum, stable fixation of the acetabular component of the endoprosthesis is a very difficult task. There are studies on the bone tissue bonding to titanium, tantalum and ceramic coatings of endoprostheses. However, there are insufficient data on the influence of the strength characteristics of modern surfaces of the cups for hip endoprostheses on the distribution of mechanical stresses in the bone tissue around the implanted components. The purpose was to study on a mathematical model the changes in the stress-strain state of the endoprosthesis-bone system as a result of using porous tantalum cup. **Materials and methods.** A mathematical modeling has been carried out of the stress-strain state of the human hip joint in arthroplasty with porous cup. During the study, a defect in the acetabular roof filled with a bone implant fixed with two screws was simulated, as well as a defect in the acetabular floor filled with bone "chips". Endoprosthesis cups were modeled in two versions: from solid titanium with a spray coating of porous titanium, and those entirely made of porous titanium. A distributed load of 540 N was applied to the sacrum. A load was applied between the iliac wing and the greater trochanter of the femur

simulating the action of the gluteus medius — 1150 N and the gluteus minimus — 50 N. **Results.** The use of a cup with a coating of porous titanium in the normal state of the acetabulum leads to the occurrence of maximum stresses (15.9 MPa) in its posterior-upper part. Minimum stresses of 4.6 MPa are observed in the center of the acetabulum. The use of an endoprosthesis with porous titanium cup allows reducing the level of stresses in the bone tissue around the cup. If there is a defect in the acetabular roof, a hip endoprosthesis with porous titanium cup causes less stress than a solid titanium cup with coating of porous titanium. But on the graft, the stress level remains practically unchanged, regardless of the type of cup. The use of porous tantalum cup in the presence of a defect in the acetabular floor causes significantly less stress in the bone tissue around it, compared to an all-metal cup with coating. **Conclusions.** The cup of the hip endoprosthesis made of porous titanium causes significantly less stress in all control points of the model, compared to a cup made of solid titanium with coating of porous titanium, both with defects in the acetabular roof and floor, and without bone defects.

Keywords: endoprosthesis; cup; hip joint; mathematical model; tension

Дроботун О.В.

Інститут експериментальної патології, онкології та радіобіології ім. Р.Є. Кавецького НАН України, м. Київ, Україна

До питання 3D-моделювання в плануванні лікування пухлин стегнової кістки

Резюме. Актуальність. Результат оперативного лікування пухлин стегнової кістки (СК) залежить від знання реальної картини величини ураження кісткової тканини і м'яких тканин. Об'єктивну картину ураження може суттєво доповнити віртуальне моделювання в рамках магнітно-резонансної та комп'ютерної томографії та практично не вивчене в Україні 3D-моделювання процесу. Реальне твердотільне моделювання сегмента скелета із пухлиною може виробити найбільш оптимальний обсяг резекції і формування конструкції для стабільної фіксації фрагментів кістки. **Мета роботи** — удосконалити методику 3D-моделювання пухлин стегна для передопераційного планування оперативного втручання та розробки найбільш оптимальної конструкції пристрою. **Матеріали та методи.** Проведено аналіз доступних даних літератури, рентгенограм, історій хвороби 15 пацієнтів із пухлинами СК. Добрі результати лікування останніх можливі при ґрунтовному доопераційному плануванні. **Результати.** Ми застосовуємо технології 3D-моделювання та 3D-друку твердотільних моделей пухлин СК. Це дозволяє спланувати лінію передбачуваної резекції кістки, правильно сформувати трансплантат із біоактивної кераміки, туюпласту або власних кісток. 3D-моделювання допомагає створити найбільш оптимальну конструкцію пристрою, що забезпечує стабільну фіксацію цих трансплантатів до фрагментів СК. Розрахунок протяжності резекції сегмента СК з пухлиною проводили за допомогою мультидетекторної комп'ютерної томографічної перфузіографії. Це дає можливість провести передопераційний тренінг щодо встановлення конструкцій сформованих фіксаторів на сегмент фрагменти кістки — трансплантат (ФКТ), визначити його несучу здатність. На основі планування й передопераційного тренування виконано 5 операцій на СК. Для стабілізації сегмента ФКТ застосовувались оптимізовані конструкції фіксатора типу DHS-, LCP-пластин або фіксатором для малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу. **Висновки.** Застосування технології 3D-моделювання та 3D-друку твердотільних моделей конкретних СК і пухлин дозволяє спланувати лінію передбачуваної резекції кістки. На основі цього можна сформувати величину трансплантата, створити конструкцію фіксатора, що забезпечує стабільність у сегменті ФКТ. Передопераційний тренінг полегшує проведення оперативного втручання. Усе це допомагає обрати найбільш оптимальну тактику лікування.

Ключові слова: пухлини стегнової кістки; 3D-моделювання; планування й лікування пухлин стегнової кістки

Вступ

Останнім часом зростає кількість злоякісних новоутворень довгих трубчастих кісток [6]. Найбільш часто, за нашими даними, патологічний процес зустрічається у стегновій кістці (СК) [5, 7]. Результат їх оперативного лікування значною мірою залежить від знання реальної картини величини ураження кісткової тканини і м'яких тканин. Методи візуалізації обсягу онкологічного ураження і його структури постійно удосконалюються. Уже давно традиційними стали рентгенографія, ехографія, магнітно-резонансна томографія (МРТ), комп'ютерна томографія (КТ). Вони дуже важливі для

правильного передопераційного планування техніки оперативного втручання, величини резекції уражених тканин. Проте ці дослідження дають мало інформації для формування конструкції фіксатора, що забезпечить стабільну фіксацію фрагментів кістки, туюпласту чи іншого трансплантата, який заповнює утворений дефект несучої основи. У такому випадку об'єктивну картину ураження може суттєво доповнити віртуальне моделювання в рамках МРТ і КТ практично не вивчене в Україні 3D-моделювання процесу [10, 11].

Проведене на цій основі реальне твердотільне моделювання сегмента скелета із пухлиною може виробити

найбільш оптимальний обсяг резекції і формування конструкції для стабільної фіксації фрагментів кістки. Оперативне лікування патологічних процесів у СК дає позитивний результат при глибокому знанні стану кістки й оточуючих тканин, процесу зрощення фрагментів із трансплантатом, взаємодії «фіксатор — кістка», елементів, що їх визначають, з позицій системного підходу [1, 3].

Мета роботи — удосконалити методику 3D-моделювання пухлин стегна для передопераційного планування оперативного втручання й розробки найбільш оптимальної конструкції пристрою, що забезпечує стабільну фіксацію фрагментів СК.

Матеріали та методи

Проведено аналіз доступних даних літератури, вивчення рентгенограм, історій хвороби 15 пацієнтів із пухлинами СК. Добрі результати лікування останніх можливі за умови ґрунтовного доопераційного планування, наявності у хірурга власного клінічного досвіду. Першим етапом, поряд із загальними і біохімічними аналізами крові, особливо важливим є встановлення наявності метастазів, визначення стану серцево-судинної, ендокринної систем. Усім хворим проводилась рентгенографія стегна (рис. 1), МРТ, КТ.

Ці обстеження дають інформацію про величину, обсяг уражених тканин. Крім того, аналізувався стан здорової кісткової тканини, оточуючих м'язів, обмінних процесів в організмі. Це певною мірою допомагає застосувати адекватний терапевтичний вплив.

До 2017 року остеосинтез проводився залежно від отриманих даних інтрамедулярним стрижнем або довгою накістковою пластиною. Останні 3 роки ми застосовуємо технології 3D-моделювання та 3D-друку твердотільних моделей конкретних СК і пухлин (рис. 2). Це дозволяє спланувати лінію передбачуваної резекції кістки, правильно сформувати трансплантат із біоактивної кераміки, тутопласту або власних кісток [4, 9].

3D-моделювання також допомагає створити найбільш оптимальну конструкцію пристрою, що забезпечує стабільну фіксацію цих трансплантатів до фрагментів СК [10, 11]. Розрахунок протяжності резекції сегмента СК з пухлиною проводили за допомогою мультidetекторної комп'ютерної томографічної (МДКТ) перфузіографії. При цьому враховувались також результати цитологічних досліджень. Так, у хворого П. після такого дослідження діагностовано саркому СК. Це дозволило правильно визначити межі патологічного вогнища, провести резекцію кістки в межах здорової тканини. Під час оперативного втручання виявлено проростання пухлини у кістковий канал у підвертлюжній ділянці СК (рис. 3). Після радикального видалення пухлини встановлено ніжку протеза W-сар на цемент (рис. 4).

Крім того, є можливість провести передопераційний тренінг мануальних навичок щодо встановлення конструкцій сформованих фіксаторів на сегмент фрагменти кістки — трансплантат (ФКТ), визначити його несучу здатність. На основі планування і перед-



Рисунок 1. Рентгенограма хворого П. із патологічним переломом вертлюжної ділянки



Рисунок 2. Фотовідбиток твердотільної 3D-моделі стегнової кістки хворого П. із пухлиною вертлюжної ділянки

операційного тренування виконано 5 операцій на СК. Таке тренування дозволяє лікарю почувати себе більш впевнено, посилити ситуаційну обізнаність, вибрати для конкретного випадку оптимальне рішення, скоротити тривалість оперативного втручання. Найбільш часто для стабілізації сегмента ФКТ застосовувались оптимізовані конструкції на основі фіксатора типу DHS-, LCP-пластин або фіксатором для малоконтактного багатопощинного остеосинтезу (МБО) [2]. Останній усуває тиск пластини на кістку, забезпечує стабільну фіксацію при коротшій довжині пластини. Завдяки наявності у конструкції півкілець кортикальні гвинти можна провести в різних площинах, що додатково стабілізує пересаджений трансплантат і фрагменти СК.

В окремих випадках проводилась мультидетекторна комп'ютерна ангіографія для дослідження кровотоку в пухлинах. На основі такого обсягу обстежень проводився системний аналіз (СА) факторів, що можуть впливати на кінцевий результат [3]. Це допомагає розробити запобіжні заходи й передбачити можливі ускладнення. СА — прогресивна методологія наукового дослідження, що розглядає елементи й підсистеми у взаємозв'язку, орієнтованому на досягнення кінцевої мети.

Аналізувалась радикальність видалення патологічно змінених тканин, обґрунтованість, ефективність застосування сформованої конструкції фіксатора для конкретного випадку, його вплив на зрощення фрагментів. Вивчалась динаміка розвитку мозолі, її величина залежно від жорсткості фіксації, якості контактів в сегменті ФКТ [1]. Аналізувалась правильність проведення післяопераційного періоду, величина і тривалість дозованого й повного навантаження. Вивчалось чимало інших об'єктивних і суб'єктивних факторів, що мали вплив на кінцевий результат лікування. Усе це має великий вплив на кінцевий результат лікування. Він значною мірою залежить від сучасного стану технічного забезпечення, а також правильного розуміння тих процесів, що проходять у патологічно зміненій кістці.

Результати та обговорення

Останнім часом намітилась тенденція механістичного підходу в лікуванні пухлин СК. Часто лікар, приймаючи рішення на користь певної конструкції, сподівається на фіксуючі можливості фіксатора, при цьому маючи погане уявлення про біомеханіку взаємодії «фіксатор — кістка». Результат лікування патологічних процесів у СК значною мірою залежить від знання біомеханіки кінцівки, розуміння процесу репаративної регенерації кістки, механізму впливу на неї багатьох факторів. На тактику лікування впливає наявність віддалених метастазів у різні органи. За їх відсутності після детального лабораторного, інструментального обстеження, 3D-моделювання важливу інформацію дає характерна клінічна картина. Отримані дані піддаються ґрунтовному СА, що є важливою передумовою прийняття оптимального рішення, що забезпечує позитивний результат.

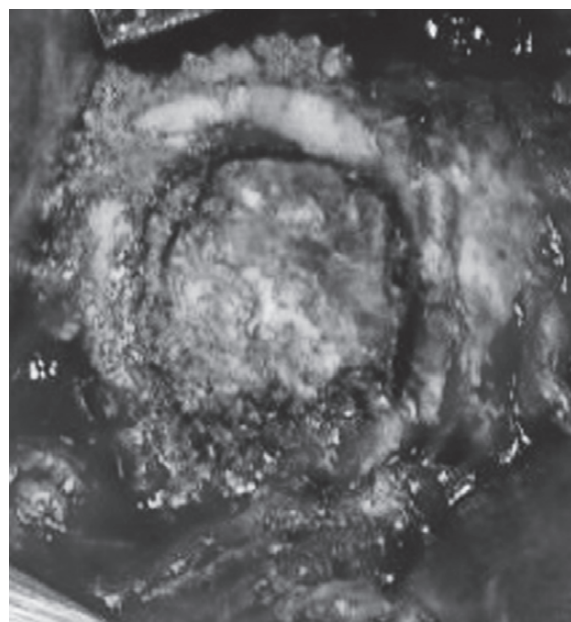


Рисунок 3. Фотовідбиток стегнової кістки хворого П. після резекції вертлюжної ділянки. Залишок пухлини в каналі кістки



Рисунок 4. Фотовідбиток кульшового суглоба хворого П. після встановлення ніжки біполярного протеза на цемент

Сказане підтверджує клінічне спостереження хворого Д., 37 років. Протягом 2 років його турбували болі після фізичного навантаження у верхній третині правого стегна. На рентгенограмі виявлено вогнище остеолізу в підвертлюжній ділянці СК. Детальне клінічне, лабораторне й інструментальне обстеження не виявило метастатичних утворень, нічних болів. Прийнято рішення про оперативне лікування. Величину резекції сегмента СК з пухлиною визначили за допомогою МДКТ-перфузіографії. Під час оперативного втручання проведено видалення патологічно зміненої кістки, проведений остеосинтез фіксатором для МБО, часткове заміщення дефекту кістковою автоспонгіозною тканиною (рис. 5А). Повне навантаження прооперованої кінцівки дозволено через 10 місяців. У цей час на контрольній рентгенограмі відмічається зрощення фрагментів СК (рис. 5Б). Хворий спостерігається 3

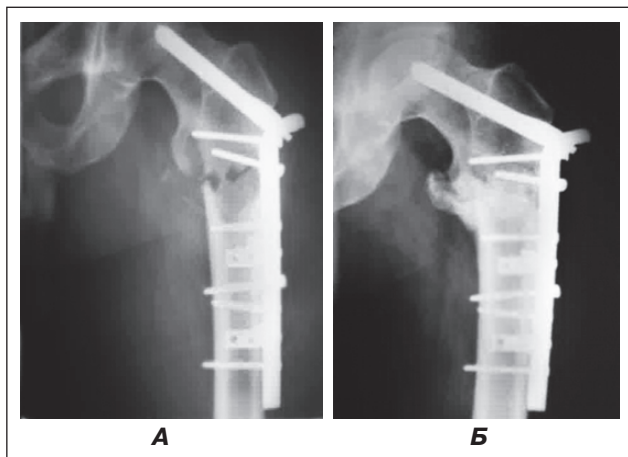


Рисунок 5. Рентгенограма хворого Д. із пухлиною підвертлюжної ділянки СК:
А — після видалення пухлини, стабілізації фрагментів фіксатором для МБО;
Б — через 10 місяців після оперативного втручання

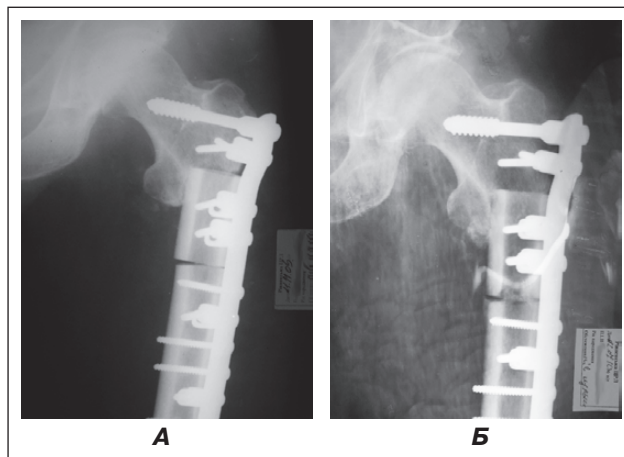


Рисунок 6. Рентгенограма хворого К. після лікування патологічного перелому СК: А — після резекції кістки підвертлюжної ділянки, остеосинтезу фіксатором для МБО із заміщенням дефекту туюпластом; Б — через 11 місяців після оперативного втручання

роки, скарг не пред'являє, ходить без допоміжних засобів.

Більші кісткові дефекти заповнюються туюпластом. Перед операцією дуже важливо знати довжину цього трансплантата. Максимальна довжина туюпласту, яку ми використовували, — 55 мм. Дуже важливо перед оперативним втручанням на 2–3 години помістити його у стерильний фізіологічний розчин. Це сприяє кращому зрощенню його із фрагментами СК. Поряд із рентгенологічною картиною, даними КТ дуже важливу інформацію для визначення величини резекції сегмента СК із пухлиною дає МДКТ-перфузіографія.

За відсутності метастатичних уражень при патологічних переломах СК добрий кінцевий результат можливий при радикальній резекції зміненої кісткової тканини, заміні її туюпластом, правильному веденні післяопераційного періоду [8]. Крім того, дуже важливо забезпечити добрий контакт і стабільність в сегменті ФКТ.

Поряд із рентгенологічною картиною, даними КТ дуже важливу інформацію для визначення величини резекції сегмента СК із пухлиною дає МДКТ-перфузіографія. За відсутності метастатичних уражень при патологічних переломах СК добрий кінцевий результат можливий при радикальній резекції зміненої кісткової тканини, заміні її туюпластом, правильному веденні післяопераційного періоду.

Саме таку методику ми застосували у хворого К., 72 роки, із патологічним переломом СК на рівні кістки підвертлюжної ділянки. Детальне обстеження хворого із використанням 3D-моделювання виявило можливість ефективного оперативного втручання із резекцією кісткоподібного утворення. Комп'ютерне моделювання і КТ уточнили істинні межі uszkodження кістки. Це дозволило правильно підібрати довжину туюпласту. Під час оперативного втручання ці межі під-

тверджено, малий вертлюг виявився неушкодженим. Проведено резекцію кістки, остеосинтез сегмента ФКТ фіксатором для МБО. Через великий вертлюг в шийку СК введено міцний спонгіозний гвинт із свердлом на робочому кінці. На рівні проксимального фрагмента розміщене півкільце, через отвори якого проведено 2 гвинти в різних площинах. Двома півкільцями і чотирма кортикальними гвинтами фіксований туюпластовий трансплантат, на рівні дистального фрагмента СК розміщено два півкільця. Через їх отвори і пластину проведено 7 кортикальних гвинтів (рис. 6А). Це забезпечило добрий контакт і стабільну фіксацію в сегменті ФКТ, оптимальні умови для зрощення туюпласту із фрагментами СК. Через 11 місяців на контрольній рентгенограмі відмічається проростання кістки в туюпласт через малий вертлюг і кінці фрагментів (рис. 6Б).

Часткове навантаження кінцівки дозволено через 15 місяців після оперативного втручання. Хворий спостерігається 2 роки, скарг не пред'являє, ходить із паличкою. З метою профілактики рецидивів і метастазів злоякісних пухлин СК до та після оперативного втручання застосовуємо превентивну терапію даларгіном.

Висновки

Перед оперативним втручанням з приводу патологічних утворень СК важливе значення має ґрунтовне обстеження пацієнта, включаючи рентгенографію стегна МРТ, КТ. Для визначення величини резекції СК при її ураженні необхідно застосовувати технології 3D-моделювання та 3D-друку твердотільних моделей конкретних СК і пухлин. Останні дають можливість спланувати лінію передбачуваної резекції кістки, правильно сформувати трансплантат із біоактивної кераміки, туюпласту або власних кісток. Така методика дозволяє створити конструкцію фіксатора, що забезпечує стабільність у сегменті ФКТ. Крім того, важливо

провести на отриманій моделі тренінг, що полегшує проведення оперативного втручання. Все це допомагає значно покращити підготовку, обрати найбільш оптимальну тактику лікування, що безперечно поліпшує його кінцевий результат.

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

Список літератури

1. Андрейчин В.А., Білінський П.І. Системний аналіз оперативного методу лікування діафізарних переломів і фактори впливу на репаративну регенерацію. *Травма*. 2014. 6. 59-64.
2. Білінський П.І. Теорія і практика малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу. К.: Макрос, 2008. 375 с.
3. Сименач Б.И. Фрактурология — некоторые аспекты теоретизации учения о переломах костей. Часть 2. Управление процессами репарации. *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2000. 4. 105-117.
4. Cartiaux O., Paul L., Francq B.G., Banse X., Docquier P.L. Improved accuracy with 3D planning and patient-specific instruments during simulated pelvic bone tumor surgery. *Ann. Biomed. Eng.* 2014. 42. 205-13. PMID: 23963884.
5. Malik A.T., Alexander J.H., Myerson J.L., Khan S.N., Scharschmidt T.J. Is Surgical Resection of the Primary Site Associated with an Improved Overall Survival for Patients with Primary Malignant Bone Tumors Who Have Metastatic Disease at Presentation. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2020 Oct. 478(10).

2284-2295. doi: 10.1097/CORR.0000000000001361. PMID: 32667758; PMCID: PMC7491913.

6. Misaghi A., Goldin A., Awad M., Kulidjian A.A. Osteosarcoma: a comprehensive review. *SICOT J.* 2018. 4. 12. doi: 10.1051/sicotj/2017028. Epub 2018 Apr 9. PMID: 29629690; PMCID: PMC5890448.

7. Siegel R.L., Miller K.D., Jemal A. Cancer statistics, 2018. *CA Cancer J. Clin.* 2018 Jan. 68(1). 7-30. doi: 10.3322/caac.21442. Epub 2018 Jan 4. PMID: 29313949.

8. Ferguson J.L., Turner S.P. Bone Cancer: Diagnosis and Treatment Principles. *Am. Fam. Physician.* 2018 Aug 15. 98(4). 205-213. PMID: 30215968.

9. Jud L. et al. Joint-preserving tumors resection around the knee with allograft reconstruction using three-dimensional preoperative planning and patient-specific instruments. *The Knee.* 2019. 26(3). 787-793. doi: <https://doi.org/10.1016/j.knee.2019.02.015>.

10. Luo W. L., H. Huang, Liu W. Customized knee prosthesis in treatment of Giant cell tumors of the proximal tibia: application of 3-dimensional printing Technology in Surgical Design. *Med. Sci. Monit.* 2017. 23. 1691-1700.

11. Chieh-Tsai Wu, Ting-Chen Lu, Chun-Sheng Chan, Tzu-Chin Lin Patient-specific 3D printing guide for single-stage skull bone tumor surgery: Novel software workflow with manufacturing of pre-fabricated jigs for bone resection and reconstruction *World Neurosurgery* (IF 1.829) Pub Date: 2020-12-23. DOI: 10.1016/j.wneu.2020.12.072.

Отримано/Received 06.06.2021

Рецензовано/Revised 17.06.2021

Прийнято до друку/Accepted 24.06.2021 ■

O.V. Drobotun

R.E. Kavetsky Institute of Experimental Pathology, Oncology and Radiology, National Academy of Sciences of Ukraine, Kyiv, Ukraine

3D modeling in the planning of treatment of femoral tumors

Abstract. Background. The outcome of surgical treatment of femoral tumors (FT) depends on the knowledge of the real picture of the extent of bone and soft tissue damage. The objective picture of the lesion can be significantly supplemented by virtual modeling in the framework of MRI, CT, and 3D modeling of the process, which is practically not studied in Ukraine. Real solid modeling of a skeletal segment with a tumor can produce the most optimal volume of resection and structure formation for stable fixation of bone fragments. The purpose of the work is to improve the technique of 3D modeling of hip tumors for preoperative planning of surgical intervention and the development of the most optimal design of the device. **Materials and methods.** The available literature data were analyzed; the radiographs, case histories of 15 patients with FT were studied. Good results of treatment of the last are possible at thorough preoperative planning. **Results.** We use technologies of 3D modeling and 3D printing of solid models of FT. This allows planning the line of the proposed bone resection, to properly form a graft from bioactive ceramics, tutoplast or own bones. 3D modeling helps to create the most

optimal design of the device, which provides stable fixation of these grafts to the femoral fragments. The length of resection of the tumor segment with the tumor was calculated using multidetector computed tomography (MDC) perfusion. This makes it possible to conduct preoperative training to establish the structures of the formed fixators on the segment of bone fragments — graft (BFG), to determine its bearing capacity. Based on planning and preoperative training, 5 operations were performed on the hip. To stabilize the BFG segment, optimized constructions based on a DHS-type clamp, LCP-plates, or a clamp for low-contact multiplane osteosynthesis were used. **Conclusions.** Application of the technology of 3D modeling and 3D printing of solid models of specific SC and tumors allow planning the line of the proposed bone resection. Based on this, you can form the size of the graft, create a fixator structure that provides stability in the BFG. The preoperative training facilitates surgery. All this helps to choose the most optimal treatment tactics.

Keywords: femoral tumors; 3D modeling; planning and treatment of femoral tumors

Чужак А.В.

Івано-Франківський національний медичний університет, м. Івано-Франківськ, Україна

Застосування поєднаної стабільно-еластичної фіксації нестабільних ушкоджень гомілковостопного суглоба при черезсиндесмозних переломах малогомілкової кістки

Резюме. Вагомою залишається проблема ускладнень і частота незадовільних результатів при хірургічному лікуванні переломів кісточок із розривом міжгомілкового синдесмозу (МГС) — 4,8–36,8 % випадків. Цікавим з наукової та практичної точки зору було проведення клінічного дослідження з метою визначення ефективності нової розробленої методики металоостеосинтезу переломів кісточок гомілки з розривом МГС, яка поєднувала б в собі стабільність фіксації малогомілкової кістки та не обмежувала еластичні якості МГС.

Мета: визначити ефективність методики застосування поєднаної стабільно-еластичної фіксації нестабільних ушкоджень гомілковостопного суглоба при черезсиндесмозних переломах малогомілкової кістки. **Матеріали та методи.** На підставі власних клінічних досліджень та даних літературних джерел розроблений спосіб поєднаної стабільно-еластичної фіксації нестабільних ушкоджень гомілковостопного суглоба при черезсиндесмозних переломах малогомілкової кістки. Ефективність запропонованої методики оцінена через 6 місяців після виконання оперативного втручання за шкалою Kitaoka. Обстежені 12 хворих з переломами кісточок гомілки типу 44 B1, B2, B3 (класифікація АО), яким оперативне втручання було здійснено за запропонованою нами методикою. **Результати.** Визначена висока ефективність використання технології поєднаної стабільно-еластичної фіксації нестабільних ушкоджень гомілковостопного суглоба при черезсиндесмозних переломах малогомілкової кістки. Добрий та відмінний результати лікування через 6 місяців після операції відзначено в усіх 12 осіб (100 %), причому відмінний результат лікування був у 75 % випадків. Задовільних та незадовільних результатів лікування не відзначено. **Висновки.** Дослідження доводить високу ефективність застосування запропонованого авторами способу поєднаної стабільно-еластичної фіксації ушкоджень гомілковостопного суглоба при нестабільних черезсиндесмозних переломах малогомілкової кістки з ушкодженням МГС. Відзначено 75 % відмінних та 25 % добрих результатів у термін 6 місяців після оперативного втручання. Пропонується більш широке впровадження цієї методики в практику травматологів України.

Ключові слова: малогомілкова кістка; черезсиндесмозні переломи; хірургічне лікування; стабільно-еластична фіксація

Вступ

Одним із найчастіших ушкоджень серед патологій опорно-рухової системи є травма гомілковостопного суглоба (ГСС), яка за частотою поступається тільки переломам дистального відділу променевої кістки в типовому місці, проте їх частота серед загального числа переломів гомілки становить до 70 % [1, 2]. Травми міжгомілкового синдесмозу (МГС) є одними з найскладніших в оперативному лікуванні, що пов'язано

зі складністю структур, які утворюють суглоб, супроводом в ушкодженні не тільки кісток, а й міжкісткової перетинки, зв'язок, та МГС [3]. Вагомою залишається проблема ускладнень і частота незадовільних результатів при хірургічному лікуванні переломів кісточок із розривом МГС — 4,8–36,8 % випадків [4]. Серед пацієнтів з інвалідністю переломи кісточок із розривом МГС становлять 3,1–36,7 % [5]. Все це обумовлює соціальну та медичну актуальність цієї проблеми.

Хірургічне лікування хворих із нестабільними ушкодженнями гомілковостопного суглоба складне та потребує стабільної фіксації як малоомілкової кістки, так і дистального синдесмозу. Найпоширенішим способом стабілізації кісткових фрагментів малоомілкової кістки є накісткова фіксація пластиною з шурупами [6], значно рідше застосовують інтрамедулярний фіксатор [7].

Метод накісткової фіксації кісткових відламків полягає у необхідності проведення хірургічного доступу до перелому малоомілкової кістки, що додатково (скелетування) порушує живлення тканин в місці перелому. Необхідність жорсткої черезкісткової тимчасової фіксації ушкодженого синдесмозу позиційним шурупом із заборону хворому осьового навантаження може призвести до зламів шурупа(-ів) при передчасному навантаженні кінцівки. Така методика потребує повторного оперативного втручання — видалення позиційного шурупа через 6–12 тижнів. Видалення шурупа та призначення осьового навантаження може призвести до повторного руйнування синдесмозу. Недоліки цього методу ми вбачаємо в необхідності проведення хірургічного доступу на всю довжину накісткового фіксатора, що неможливо зробити при післятравматичних ішемічних проявах (набряк, фліктени), які часто супроводжують переломи дистальної третини гомілки. Відстрочене оперативне втручання збільшує ризик виникнення ускладнень (не тільки інфекційних) та погіршує умови репозиції.

За результатами останніх досліджень зарубіжних травматологів, ускладнення лікування переломів кісточок гомілки з розривом МГС трапляється внаслідок фіксації МГС негнучкими імплантатами, через що виникає надмірне стиснення блока надп'яткової кістки між гомілковими кістками, що обмежує її первинну амплітуду рухів у ГСС, призводить до дисконгруентності суглобових поверхонь та дегенеративних змін у ГСС і посиленню больового синдрому [8].

Отже, вищезазначене спонукало нас до пошуку методики остеометалосинтезу переломів кісточок гомілки з розривом МГС, яка поєднувала б стабільність фіксації малоомілкової кістки та не обмежувала еластичності МГС. Цікавим з наукової та практичної точки зору було проведення клінічного дослідження з метою визначення ефективності нової розробленої методики остеосинтезу.

Мета дослідження — визначити ефективність методики застосування поєднаної стабільно-еластичної фіксації нестабільних ушкоджень гомілковостопного суглоба при черезсиндесмозних переломах малоомілкової кістки.

Матеріали та методи

На підставі власних клінічних досліджень і даних літературних джерел розроблений спосіб поєднаної стабільно-еластичної фіксації нестабільних ушкоджень гомілковостопного суглоба при черезсиндесмозних переломах малоомілкової кістки та поданий на отри-



Рисунок 1. Схематичне зображення способу поєднаної стабільно-еластичної фіксації нестабільних ушкоджень гомілковостопного суглоба при черезсиндесмозних переломах малоомілкової кістки

мання патенту України на корисну модель. Спосіб передбачає використання поєднаної стабільної фіксації перелому малоомілкової кістки інтрамедулярним цвяхом із додатково виготовленим наскрізним каналом у поперечному напрямку до осі цвяха під кутом 30° до фронтальної площини, через який у визначеному напрямку крізь створений черезкістковий канал вводять еластичну нитку-стяжку/стрічку, яку після відновлення синдесмозу затягують на «ендобатонах» із прорізами (рис. 1).

Поєднане використання стабільного інтрамедулярного фіксатора малоомілкової кістки («зовнішньої колони» гомілковостопного суглоба) та еластичного з'єднання ушкодженого синдесмозу ниткою-стяжкою/стрічкою на «ендобатонах» дозволяє зменшити обсяг хірургічної травматизації м'яких тканин, особливо проблемних внаслідок частого виникнення ішемічних післятравматичних змін тканин дистального кінця нижньої кінцівки у людей різного віку навіть при супутній патології (діабет, облітеруючі захворювання судин, лімфовенозна недостатність та ін.). Отвір для нитки-стяжки виготовлений під завданним кутом до фронтальної площини та по центру через поперечник цвяха, а отже, і через центр осі малоомілкової кістки, запобігає некоректному введенню еластичного фіксатора та децентрації (зміщенню) малоомілкової кістки на рівні синдесмозу в анатомічній вирізці дистального метафіза великоомілкової кістки.

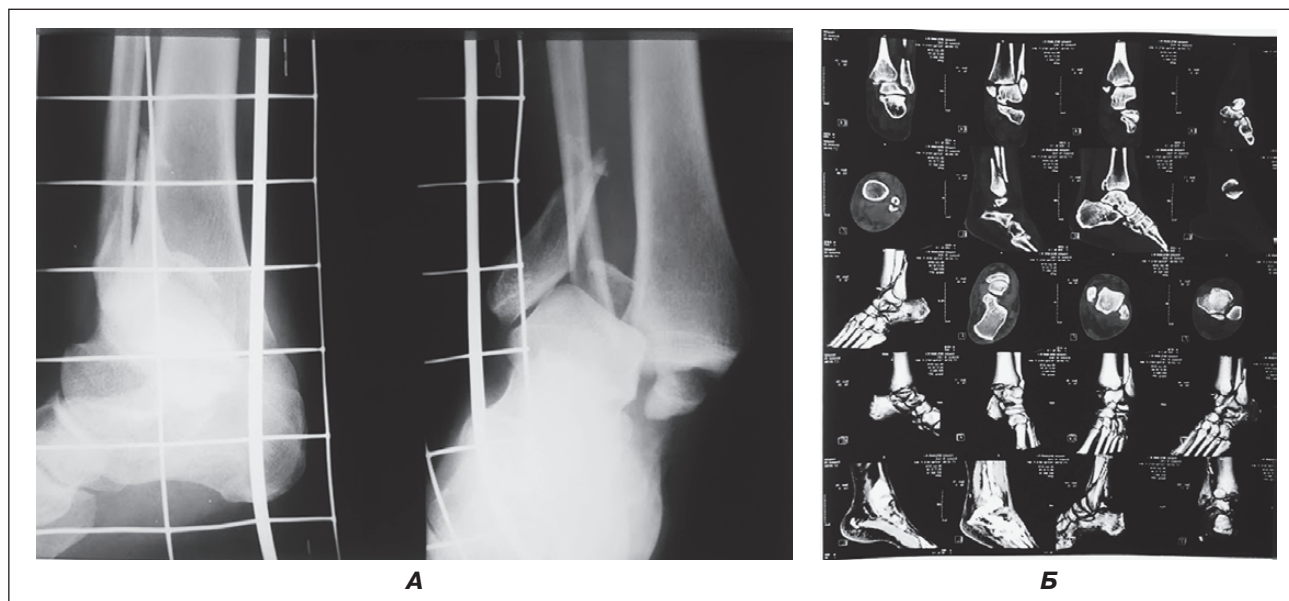


Рисунок 2. Відбиток з рентгенограм (А) та спіральної комп'ютерної томографії (Б) хворої М. із 3-кісточковим переломом (44 В3) та ушкодженням синдесмозу, вивихом стопи назовні до оперативного лікування

Ефективність запропонованої методики оцінена через 6 місяців після виконання оперативного втручання за шкалою Kitaoka, розробленою AOFAS [10]. Обстежено 12 хворих із переломами кісточок гомілки типу 44 B1, B2, B3 за класифікацією AO [9], яким оперативне втручання було здійснено за запропонованою нами методикою. Серед них 5 осіб (41,7 %) жіночої та 7 осіб (58,3 %) чоловічої статі. Середній вік прооперованих хворих становив 47,6 року.

Результати та обговорення

Оцінка ефективності хірургічного лікування хворих запропонованою методикою за шкалою Kitaoka, що рекомендована AOFAS, подана в табл. 1. Під час аналізу отриманих результатів була визначена висока ефективність використання технології поєднаної стабільно-еластичної фіксації нестабільних ушкоджень гомілковостопного суглоба при черезсиндесмозних переломах малогомілкової кістки. Добрий та відмінний результати лікування через 6 місяців після

операції відзначено в усіх 12 осіб (100 %), причому відмінний результат лікування був в 75 % випадків. Задовільних та незадовільних результатів лікування не відзначали.

Отже, згідно з проведеним клінічним дослідженням, застосування поєднаної стабільно-еластичної фіксації ушкоджень гомілковостопного суглоба при нестабільних черезсиндесмозних переломах малогомілкової кістки з ушкодженням синдесмозу дозволяє малоінвазивно провести оперативне втручання, оптимізувати процес зрощення малогомілкової кістки, що сприяє анатомічно коректному розташуванню та адекватному еластичному відновленню цілісності синдесмозу, а також дає можливість в ранньому післяопераційному періоді розпочати не тільки активну та пасивну розробку, але й дозоване осьове навантаження. Така операція є ефективною хірургічною методикою, що покращує результати та скорочує терміни лікування й реабілітації хворих.

Таблиця 1. Оцінка ефективності хірургічного лікування хворих запропонованою методикою за шкалою Kitaoka (AOFAS)

Тип перелому за АО	Результати хірургічного лікування хворих								Усього	
	Відмінний, ≥ 95 балів		Добрий, 75–94 бали		Задовільний, 51–74 бали		Незадовільний, ≤ 50 балів			
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
44 В1	3	75,0	1	25,0	–	–	–	–	4	33,3
44 В2	5	83,3	1	16,7	–	–	–	–	6	50,0
44 В3	1	50,0	1	50,0					2	16,7
Усього	9	75,0	3	25,0	–	–	–	–	12	100,0

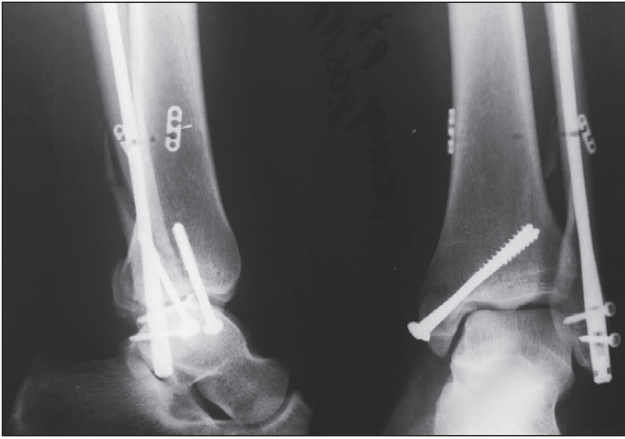


Рисунок 3. Відбиток з рентгенограми хворої М. після оперативного втручання за запропонованим способом, перелом зіставлений та стабільно фіксований цвяхом, підвивих вправлений, синдесмоз фіксований ниткою-стяжкою на «ендобатонах»

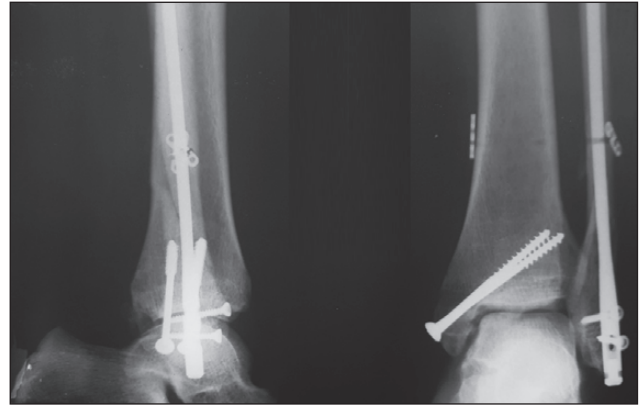


Рисунок 4. Відбиток з рентгенограми хворої М., результат лікування — консолідуючі переломи медіальної кісточки та заднього краю великогомілкової кістки, консолідація перелому малогомілкової кістки через 1,5 місяця після оперативного лікування запропонованою методикою

Клінічний приклад

Хвора М., 1973 р.н., історія хвороби № 3297. Травма побутова, 26.05.2018 року. Діагноз: відкритий перелом внутрішньої кісточки правої гомілки, закритий через-синдесмозний перелом малогомілкової кістки з підвивихом стопи назовні.

При огляді забійна рана розміром $0,5 \times 0,5$ см у проекції внутрішньої кісточки, видима деформація — вивих стопи назовні. Під загальним знеболюванням здійснили закриті вправлення вивиху стопи, змонтували систему скелетного витягу. Для уточнення ушкодження структур гомілковостопного суглоба провели контрольну рентгенографію у двох проекціях та спіральну комп'ютерну томографію правого ГСС (рис. 2). Додатково виявили перелом заднього краю великогомілкової кістки, розмір відламка $0,7 \times 1,5$ см, перелом 44 В3 за класифікацією АО.

Через 5 днів при позитивній динаміці первинного загоєння рани в плановому порядку під загальним знеболюванням зробили малоінвазивну стабільну фіксацію перелому малогомілкової кістки інтрамедулярним блокуючим цвяхом за описаною методикою та еластичну фіксацію синдесмозу ниткою-стяжкою з «ендобатонами». Перелом внутрішньої кісточки фіксовано двома малеоларними шурупами. Післяопераційна контрольна рентгенограма в двох проекціях подана на рис. 3.

Рани загоїлися первинним натягом, шви зняті на 12-й день. Через 3 тижні після операції розпочали дозоване навантаження кінцівки. На контрольній рентгенограмі через 6 тижнів — консолідуючі переломи малогомілкової кістки та внутрішньої кісточки правої гомілки (рис. 4). Обсяг рухів відновлений.

Через 6 місяців після оперативного втручання переломи ділянки ГСС консолідовані. Опірність правої нижньої кінцівки відновлена повністю, функція право-

го ГСС у повному обсязі, відмінний результат хірургічного лікування — 96 балів за шкалою Kitaoka, що рекомендована AOFAS.

Висновки

1. Проведене дослідження доводить високу ефективність застосування запропонованого авторами способу поєднаної стабільно-еластичної фіксації ушкоджень гомілковостопного суглоба при нестабільних черезсиндесмозних переломах малогомілкової кістки з ушкодженням міжгомілкового синдесмозу. Відзначено 75 % відмінних та 25 % добрих результатів у термін 6 місяців після оперативного втручання.

2. Пропонується більш широке впровадження цієї методики в практику травматологів України.

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

Список літератури

1. Bartonicek J., Rammelt S., Tuček M., Naňka O. Posterior malleolar fractures of the ankle. *Eur. J. Trauma Emerg. Surg.* 2015. Vol. 41. № 6. P. 587-600. doi: 10.1007/s00068-015-0560-6.
2. Dattani R., Patnaik S., Kantak A., Srikanth B., Selvan T. Injuries to the tibiofibular syndesmosis. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British.* 2008. Vol. 90. № 4. P. 405-410. doi: 10.1302/0301-620X.90B4.19750.
3. Мыцыков М.Ю. Хирургическое лечение больных с повреждением дистального межберцового синдесмоза (экспериментально-клиническое исследование): Автореф. дис... канд. мед. наук. Саратов, 2010. 25 с.
4. Haller J.M., Githens M., Rothberg D., Higgins T., Barrei D., Nork S. Syndesmosis and Syndesmotic Equivalent Injuries in Tibial Plafond Fractures. *J. Orthop. Trauma.*

2019. Vol. 33. № 3. P. 74-78. doi: 10.1097/BOT.0000000000001363.

5. Горбатов Р.О. Современное оперативное лечение переломов лодыжек и их последствий (обзор). *Современные технологии в медицине*. 2015. Т. 7. № 2. С. 153-167. doi: 10.17691/sim2015.7.2.20.

6. Viberg B., Kleven S., Hamborg-Petersen E., Skov O. Complications and functional outcome after fixation of distal tibia fractures with locking plate — A multicentre study. *Injury*. 2016. Vol. 47. № 7. P. 1514-1518. doi: doi.org/10.1016/j.injury.2016.04.025.

7. Juto H. Epidemiology of Adult Ankle Fractures: 1756 cases identified in Norrbotten County during 2009-2013 and classified according to AO/OTA. *BMC Musculoskelet Disord*. 2018. Vol. 13. № 19(1). P. 441. doi: 10.1186/s12891-018-2326-x.

8. Gougoulas N., Khanna A., Sakellariou A., Maffulli N. Supination-External Rotation Ankle Fractures: Stability a Key Issue. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2009. Vol. 468. № 1. P. 243-251. doi: 10.1007/s11999-009-0988-2.

9. Buckley R.E. et al. *AO principles of fracture management*. 3rd ed. Thieme. 2018. 1120 p. doi: 10.1055/b-0038-160811.

10. Kitaoka H. Clinical rating systems for the ankle — hind-foot, midfoot, hallux, and lesser toes. *Foot Ankle Int*. 1994. Vol. 15. № 7. P. 349-353. doi: 10.1177/107110079701800315.

Отримано/Received 25.04.2021

Рецензовано/Revised 14.05.2021

Прийнято до друку/Accepted 18.05.2021 ■

A.V. Chuzhak

State Higher Education Institution "Ivano-Frankivsk National Medical University", Ivano-Frankivsk, Ukraine

The use of the combined stable-elastic fixation for unstable injuries of the ankle joint in trans-syndesmotic fractures of the tibia

Abstract. The problem of complications and the frequency of poor outcomes in the surgical treatment of ankle fractures with tibiofibular syndesmosis (TFS) rupture (4.8–36.8 % of cases) remains significant. It was interesting from a scientific and practical point of view to conduct a clinical study to determine the effectiveness of the newly developed method of metal osteosynthesis for tibial fractures with TFS rupture, which would combine stability of tibial fixation and not limit the elastic qualities of TFS. The aim of the study: to determine the effectiveness of combined stable-elastic fixation for unstable injuries of the ankle joint in trans-syndesmotic fractures of the tibia. **Materials and methods.** On the basis of own clinical researches and data of literature sources, the method of the combined stable-elastic fixation for unstable injuries of the ankle joint in trans-syndesmotic fractures of the tibia is developed. The effectiveness of the proposed technique was evaluated 6 months after surgery on the Kitaoka scale. We have examined 12 patients

with tibial fractures type 44 B1, B2 and B3 according to the AO classification, who underwent surgery using our methods. **Results.** The high efficiency of using the technique of combined stable-elastic fixation for unstable injuries of the ankle joint due to trans-syndesmotic fractures of the tibia has been determined. Good and excellent treatment results 6 months after surgery were observed in all 12 people (100 %), with excellent outcomes observed in 75 % of cases. There were no satisfactory and unsatisfactory treatment results. **Conclusions.** The study proves the high efficiency of the proposed method for combined stable-elastic fixation of ankle injuries in unstable trans-syndesmotic fractures of the tibia with TFS damage. There were 75 % excellent and 25 % good results within 6 months after surgery. A wider introduction of this technique into the practice of traumatologists of Ukraine is proposed.

Keywords: tibia; trans-syndesmotic fractures; surgical treatment; stable-elastic fixation

Нехлопочин О.С., Вербов В.В.

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

Стан сагітального балансу травмованого шийного відділу хребта залежно від характеру ушкодження субаксіального рівня

Резюме. Актуальність. Сучасна хірургія травматичних ушкоджень шийного відділу хребта ґрунтується на трьох основних взаємозв'язаних принципах: декомпресії, реконструкції та стабілізації. Відновлення сагітального профілю є одним із базових завдань реконструктивного етапу хірургічного втручання. Чіткі рекомендації щодо хірургічної тактики травматичних ушкоджень залежно від ступеня деформації відсутні, а стан сагітального балансу травмованого шийного відділу хребта в доопераційний період практично не вивчено.

Мета роботи: вивчити стан сагітального профілю та ступінь сегментарної деформації при травматичному ушкодженні шийного відділу хребта на субаксіальному рівні, визначити взаємозв'язок між ними і характером ушкодження хребетно-рухового сегмента. **Матеріали та методи.** Проведено ретроспективний аналіз даних спондилограм 140 пацієнтів із травматичним ушкодженням шийного відділу хребта на субаксіальному рівні, які перебували на стаціонарному лікуванні у відділенні патології спинного мозку Інституту нейрохірургії імені акад. А.П. Ромоданова НАМН України в період з 2008 до 2018 року. Розраховано показники сегментарного кифозу та загального шийного лордозу, визначено тип ушкодження згідно з AOSpine Subaxial Cervical Spine Injury Classification System. **Результати.** Виявлено, що характер ушкодження впливає на ступінь сегментарної деформації ($p < 0,001$). Максимальну кифотичну ангуляцію зареєстровано при ушкодженнях типу A1, A2 і C. Вона становила відповідно $13,51^\circ$ (8,18; 20,07), $21,8^\circ$ (20,12; 22,96) і $20,01^\circ$ (17,52; 21,99). Ушкодження типу A2 і C статистично значущо відрізнялися від ушкодження інших типів. Максимальні значення відхилень від нормального сагітального контура зареєстровано у пацієнтів з ушкодженнями типу A2 і C: $-26,77^\circ$ ($-32,78$; $-20,91$) і $-26,70^\circ$ ($-36,30$; $-16,77$) відповідно. Установлено взаємозалежність між параметрами сегментарного кифозу і загального шийного лордозу ($r^2 = 0,766$; $p < 0,001$). Максимальну кореляцію відзначено при ушкодженнях типу A3, A4 і B3 — відповідно $-0,93$, $-0,91$ і $-0,97$ ($p < 0,001$). Для ушкоджень типу A1 і A2 взаємозв'язок був статистично незначущим ($p > 0,05$). **Висновки.** Отримані результати свідчать, що травматичне ушкодження шийного відділу хребта на субаксіальному рівні характеризується широким діапазоном показників кифотичної сегментарної ангуляції, що значною мірою визначається типом ушкодження. Загальний шийний лордоз має тенденцію до сплюснення в більшості випадків, однак ступінь втрати фізіологічної кривизни певною мірою корелює з локальною деформацією.

Ключові слова: шийний відділ хребта; субаксіальний рівень; травматичне ушкодження; загальний шийний лордоз; сегментарний кифоз; сагітальний баланс

Вступ

Відновлення сагітального профілю є одним з основних завдань хірургії хребта [1]. Відомо, що історично основну увагу приділяли досягненню сагітального балансу хребта, який визначався сагітальною вертикальною віссю і співвідношенням між поперековим лордозом та кутом нахилу таза. Ці концепції досі є основними при виконанні хірургічної корекції дефор-

мацій грудного і поперекового відділів хребта у дорослих. З іншого боку, показання до корекції кривизни шийного відділу хребта (ШВХ) є предметом дискусій. Це зумовлено значною варіабельністю вихідної кривизни ШВХ у здорових осіб, а також суперечливими даними щодо клінічних результатів хірургічної корекції деформацій [2, 3]. На відміну від поперекового відділу хребта, який майже завжди є лордозним, кривизна

© «Травма» / «Trauma» («Травма»), 2021

© Видавець Заславський О.Ю. / Publisher Zaslavsky O.Yu., 2021

Для кореспонденції: Нехлопочин Олександр Сергійович, PhD, науковий співробітник відділу спінальної нейрохірургії, Інститут нейрохірургії ім. акад. А.П. Ромоданова НАМН України, вул. Платона Майбороди, 32, Київ, 04050, Україна; e-mail: AlexeyNS@gmail.com, контактний тел.: +380 95 033 04 48.

For correspondence: Oleksii Nekhopochyn, PhD, Researcher at the Department of spinal neurosurgery, State Institution "Romodanov Neurosurgery Institute of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Platona Mayborody st., 32, Kyiv, 04050, Ukraine; e-mail: AlexeyNS@gmail.com, contact phone +380 95 033 04 48.

ШВХ значно варіює та визначається двома основними чинниками: необхідністю збереження і підтримання горизонтального погляду, а також адаптацією та компенсацією особливостей сагітального профілю каудальніших відділів [4, 5]. Тому загальноприйнята думка про «нормальний» лордоз ШВХ, імовірно, не охоплює все різноманіття випадків та обговорюється в сучасній літературі [6].

Кіфотична деформація ШВХ, яка не є адаптацією до сагітального профілю груднопоперекового відділу, що змінився, наприклад, у результаті операції, завжди є патологією [7]. Відзначено, що за відсутності клінічно значущих змін хребта, тобто у практично здорових осіб, з віком спостерігається поглиблення шийного лордозу [8]. Так, середні показники C2–C7 кривизни становлять $(16 \pm 16)^\circ$ для чоловіків і $(15 \pm 10)^\circ$ для жінок віком 20–25 років, у віковій групі 60–65 років — $(22 \pm 13)^\circ$ та $(25 \pm 16)^\circ$ відповідно [9].

Кіфоз ШВХ може виникнути вторинно на тлі дегенеративних змін, які прогресують, травми, новоутворень або внаслідок хірургічного втручання [10]. Крім того, прогресування кіфотичної деформації реєструють у пацієнтів із хронічними системними захворюваннями. Характерно, що найпоширенішою причиною розвитку кіфотичної деформації ШВХ є ятрогенна (тобто післяопераційна) [11].

Післяопераційний розвиток кіфозу ШВХ може бути результатом як вентральної, так і дорсальної хірургії. Після операції вентральним доступом кіфоз може розвиватися вторинно внаслідок псевдоартрозу або неадекватного хірургічного відновлення шийного лордозу [12]. При дорсальній хірургії причиною може бути порушення анатомічних опорних структур хребта.

Незалежно від причини кіфотична деформація, що прогресує, призводить до значних негативних наслідків. Чим більше виражений кіфоз, тим більша ймовірність розвитку асоційованого неврологічного дефіциту або хронічного больового відчуття. Кіфоз ШВХ біомеханічно несприятливий для мускулатури, а осьові навантаження мають тенденцію до деформації, яка прогресує, внаслідок додавання осьового навантаження через зсув центру ваги голови вперед [13]. Як зазначають деякі автори, «кіфоз породжує кіфоз» [14]. Крім того, виявлено взаємозв'язок між ступенем кіфотичної деформації та дегенерацією міжхребцевих дисків [15].

Супра- і субаксіальні відділи ШВХ певною мірою виконують взаємокомпенсуючу функцію при забезпеченні адекватного сагітального контуру. Так, формування гіперлордозу при окципітоцервікальній стабілізації призводить до втрати лордозу в субаксіальному відділі, при цьому зміна ангуляції спостерігається рівномірно в усіх хребетно-рухових сегментах (ХРС) [16, 17]. І навіть у межах субаксіального відділу хірургічно зумовлений гіперлордоз в одному ХРС спричиняє втрату лордозу в інших ХРС. Однак зворотної закономірності зазвичай не спостерігається. Так, при локальній кіфотичній деформації в одному ХРС не відбувається компенсаторного посилення лордозу в інших ХРС, а має місце загальна втрата лордозної ангуляції

всього ШВХ. На зазначену закономірність співвідношення сегментарної кривизни і сагітального профілю слід зважати при плануванні хірургічних втручань.

Сучасна хірургія травматичних ушкоджень ШВХ ґрунтується на трьох основних взаємозв'язаних принципах: декомпресії, реконструкції та стабілізації. З огляду на відносну простоту як передніх, так і задніх хірургічних доступів у багатьох випадках діє правило «декомпресія з боку компресії», що визначає більшість вентральних декомпресивно-стабілізувальних втручань. Залежно від ступеня компресії структур хребтового каналу кістковими фрагментами вентральна хірургія представлена або ACDF (Anterior Cervical Discectomy and Fusion), метою якої є реконструкція та стабілізація, або ACCF (Anterior Cervical Corpectomy and Fusion), що передбачає як декомпресію, так і реконструкцію зі стабілізацією.

Як свідчить наш досвід, більшість хірургів за відсутності абсолютних показань до декомпресії обмежуються ACDF згідно з принципом мінімізації хірургічного впливу. При цьому початковий стан сагітального балансу травмованого ШВХ практично ніколи не враховують при плануванні обсягу втручання, що в деяких випадках призводить до незадовільних результатів.

Аналіз сучасної літератури не виявив жодних рекомендацій щодо хірургічної тактики травматичних ушкоджень ШВХ залежно від ступеня деформації. Стан сагітального балансу травмованого ШВХ в доопераційний період практично не вивчено.

Мета роботи: вивчити стан сагітального профілю та ступінь сегментарної деформації при травматичному ушкодженні шийного відділу хребта на субаксіальному рівні, визначити взаємозв'язок між ними і характером ушкодження хребетно-рухового сегмента.

Матеріали та методи

Проведено ретроспективний аналіз даних спонділограм 140 пацієнтів із травматичним ушкодженням шийного відділу хребта на субаксіальному рівні, які перебували на стаціонарному лікуванні у відділенні патології спинного мозку Інституту нейрохірургії імені акад. А.П. Ромоданова НАМН України в період з 2008 до 2018 р. (табл. 1).

Критерії залучення в дослідження:

- наявність травматичного ушкодження одного хребця або ХРС ШВХ на субаксіальному рівні, що потребує хірургічного лікування;
- вік пацієнтів від 18 до 70 років;
- термін з моменту травми до госпіталізації не більше 2 тижнів;
- наявність письмової інформованої згоди пацієнта.

Критерії вилучення:

- наявність в анамнезі травм і/або хірургічних втручань на ШВХ або органах шиї;
- наявність до травми анамнестично і/або інструментально підтверджених запальних та неопластичних змін ШВХ, а також клінічно значущих виявів дегенеративно-дистрофічних процесів;

- системні захворювання сполучної тканини (хвороба Бехтерева, хвороба Форестье, осифікація задньої поздовжньої зв'язки тощо);
- наявність до травми неврологічного дефіциту будь-якої етіології і ступеня вираженості (як наслідок черепно-мозкової травми, хреботно-спинномозкової травми, демієлінізуючих процесів у центральній нервовій системі, ушкоджень периферичних нервів тощо);
- наявність стійких порушень психіки та поведінки;
- будь-яка соматична патологія в стадії декомпенсації;
- оцінка за Injury Severity Score на момент надходження 30 балів і більше.

Усім пацієнтам виконували рентгенографію ШВХ у передньо-задній та бічній проєкціях, спіральну комп'ютерну томографію ШВХ. Неврологічний статус оцінювали за шкалою ASIA [18]. Характер ушкодження визначали за AOSpine Subaxial Cervical Spine Injury Classification System, яку найчастіше застосовують у клінічній практиці [19].

Таблиця 1. Характеристика пацієнтів

Показник	Значення
Чоловіки	43 (30,71 %)
Жінки	97 (69,29 %)
Вік (повних років)	44,37 ± 15,61* 44,5 (30,75; 59,00)**
Рівень ушкодження:	
C3	8 (5,71 %)
C4	19 (13,57 %)
C5	47 (33,57 %)
C6	49 (35,00 %)
C7	17 (12,14 %)
Характер ушкодження за AOSpine:	
A	78 (55,71 %)
B	39 (27,86 %)
C	23 (16,43 %)
Рівень неврологічних розладів за ASIA:	
A	16 (11,43 %)
B	29 (20,71 %)
C	26 (18,57 %)
D	47 (33,57 %)
E	22 (15,71 %)

Примітки: * — середнє арифметичне ± стандартне відхилення; ** — медіана (Q1; Q3).

Техніка вимірювань

При виконанні рентгенографічного обстеження зведення верхнього плечового пояса досягали тракцією за руки лямками, які фіксували на рівні зап'ясть. Для запобігання неправильній установці голови намагалися отримати зображення, на яких

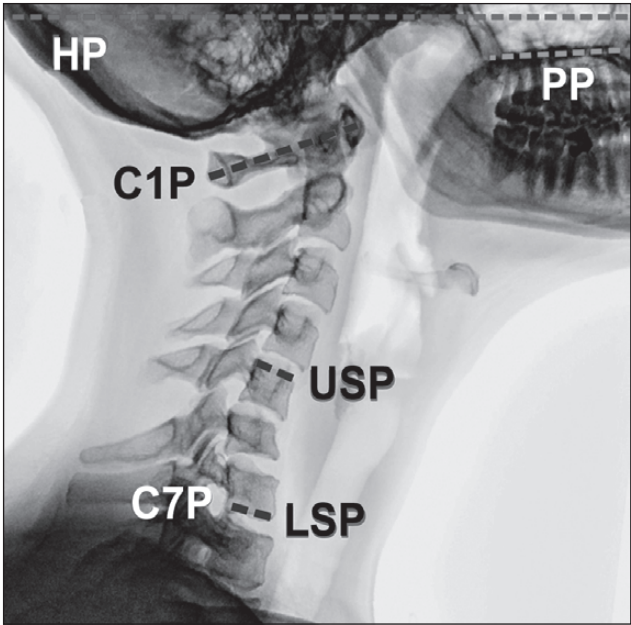


Рисунок 1. Схема розрахунку аналізованих параметрів (опис у тексті)

площина піднебінної кістки паралельна горизонтальній площині (± 10°) [6, 7].

На профільних рентгенограмах проводили вимірювання загального шийного лордозу (C1–C7) і кіфотичної деформації травмованого ХРС (сегментарний кіфоз). На спондилограмах визначали такі лінії (рис. 1):

- горизонтальну лінію (Horizontal plane, HP), яка паралельна верхньому краю спондилограми, відповідає лінії горизонту при правильній технічній установці рентгенологічного апарата;
- лінію піднебінної кістки (Palatine bone plane, PP), яка формується візуально чітко визначеним контуром піднебінної кістки;
- лінію C1 (C1P), яка з'єднує точки передньої і задньої дуг хребця C1, що найбільш виступають;
- лінію C7 (C7P), яка відповідає нижній замикальній пластині хребця C7;
- верхню лінію травмованого сегмента (Upper segmental plane, USP), яка паралельна верхній замикальній пластині хребця, розташованого вище за травмований;
- нижню лінію травмованого сегмента (Lower segmental plane, LSP), яка паралельна нижній замикальній пластині хребця, розташованого нижче за травмований.

Розраховували такі кути:

- між HP і PP — характеризує правильність установки голови під час виконання обстеження, використовували при первинному аналізі матеріалу;
- між C1P і C7P — характеризує загальний шийний лордоз (Total Cervical Lordosis (TCL));
- між USP та LSP — дає змогу оцінити кут сегментарного кіфозу (Segmental Kyphosis (SK)).

Статистичну обробку даних проводили із застосуванням середовища для статистичних розрахунків R

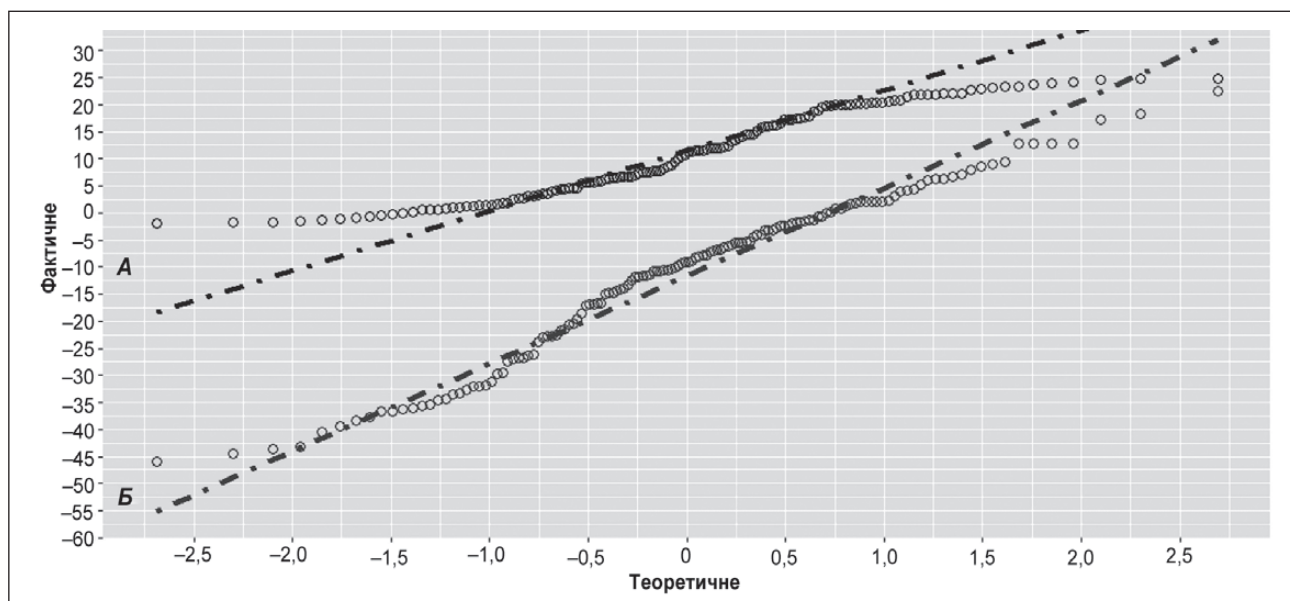


Рисунок 2. QQ-графік: А — сегментарний кіфоз; Б — загальний шийний лордоз

(версія 4.0.5., R Foundation for Statistical Computing), поширеного відповідно до Стандартної громадської ліцензії GNU (GPL), версія 2. При аналізі ймовірність статистичної похибки першого роду приймали як $\alpha = 0,05$, похибки другого роду — як $\beta = 0,2$. Оцінку відповідності аналізованих параметрів нормальному закону розподілу проводили шляхом побудови QQ-графіка (рис. 2) та із застосуванням критерію Шапіро — Уїлка.

Значення показників наведено як медіану (1-й квартиль; 3-й квартиль). Оцінку статистичної значущості відмінностей показників між групами виконували із застосуванням критерію Краскела — Уолліса та post

hoc-тесту Вілкоксона — Манна — Уїтні. Поправку на множинність порівнянь виконано методом Бенджаміні — Хохберга.

Результати

Проведена на початковому етапі перевірка отриманих даних на відповідність нормальному закону розподілу виявила значні відхилення. Так, критерій Шапіро — Уїлка для показників сегментарного кіфозу і загального шийного лордозу становив відповідно $W = 0,971$ ($p = 0,0041$) і $W = 0,937$ ($p < 0,0001$), що визначило характер подальшої статистичної обробки і трактування отриманих результатів.

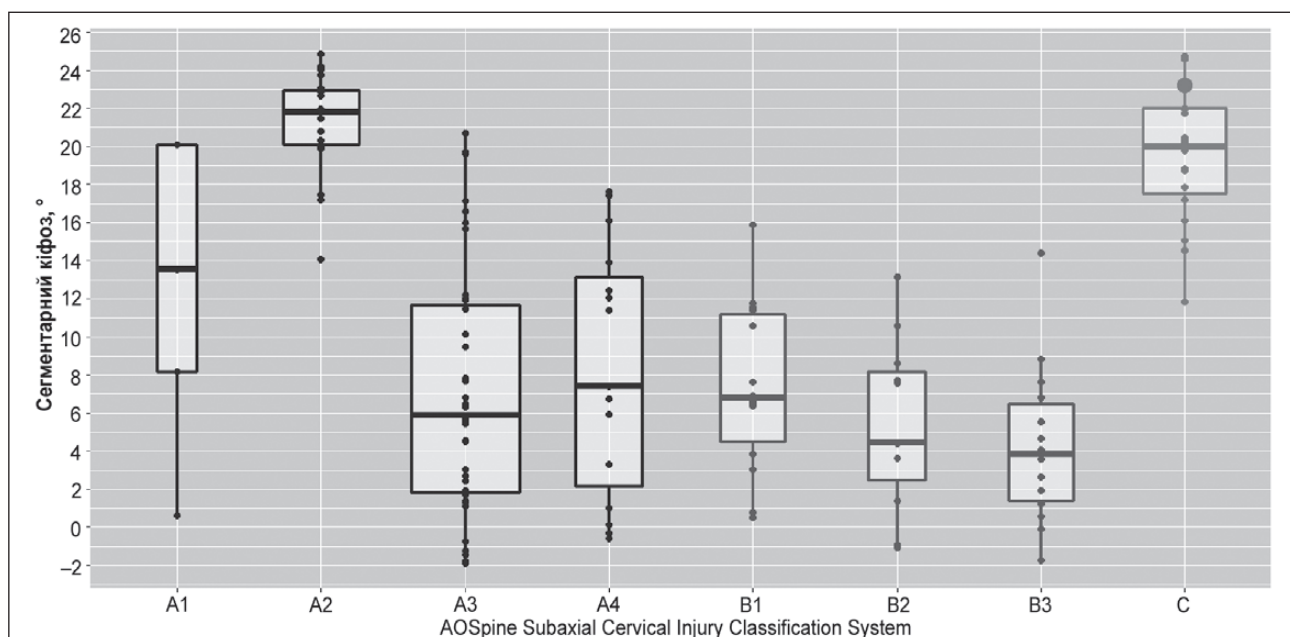


Рисунок 3. Характеристика сегментарної кіфотичної деформації за різних типів травматичних ушкоджень

Взаємозв'язок між ступенем сегментарної деформації та характером ушкодження

При аналізі отриманих даних виявлено статистично значущі ($p < 0,001$) відмінності за показником сегментарного кіфозу між пацієнтами з різними за характером ушкодженнями ХРС на субаксіальному рівні ШВХ. Фактичні значення показника наведено на рис. 3.

Зіставлення отриманих даних виявило максимальну кіфотичну деформацію для ушкоджень типу А1, А2 та С. Показник сегментарного кіфозу становив відповідно $13,51^\circ$ (8,18; 20,07), $21,8^\circ$ (20,12; 22,96) і $20,01^\circ$ (17,52; 21,99). Для ушкоджень типу А3 і А4 зареєстровано деформацію $5,87^\circ$ (1,83; 11,69) і $7,39^\circ$ (2,15; 13,17) відповідно.

Досить незначною кіфотичною ангуляцією характеризувався В-тип ушкоджень — $5,54^\circ$ (2,29; 8,18). При аналізі підтипів найменшу деформацію відзначено при В3 — $3,82^\circ$ (1,39; 6,47). Дещо більші значення зареєстровано для В1 і В2 — $6,82^\circ$ (4,49; 11,18) та $4,47^\circ$ (2,5; 8,18) відповідно. Результати оцінки статистичної значущості відмінностей за показником сегментарного кіфозу між різними підтипами ушкоджень наведено в табл. 2.

Отримані результати свідчать про те, що лише значення груп А2 і С статистично значущо відрізняються від інших типів ушкоджень. Підтип А1, незважаючи на велике значення медіани, характеризується широким довірчим інтервалом, що зумовлено малою кількістю спостережень, тому відмінності його від інших підтипів статистично незначущі.

Виявлені закономірності можуть мати певне патоморфологічне обґрунтування. Так, при типі А2 спостерігається ушкодження лише передньої стінки та однієї замикальної пластини тіла хребця, відповідно формується клиноподібна деформація, що спричиняє розвиток кіфозу в травмованому ХРС (рис. 4). З іншого боку, при типах А3 і А4 має місце ушкодження як передньої, так і задньої стінки з відносно рівномірною втратою висоти тіла, відповідно, кіфоз, який формується, зумовлений лише збереженою функцією заднього опорного комплексу.

При В-типі, особливо В1 і В2, які характеризуються остеолігаментозним і дискоостеолігаментозним ушкодженнями відповідно, також можлива досить виражена кіфотична деформація в травмованому сегменті. Однак, як показують наші дані, збережена опорна функ-

ція тіла хребця та легка екстензія ШВХ, сформована жорстким головотримачем, певною мірою нормалізує утвір сегментарний профіль ушкодженого ХРС.

При В3-підтипі патоморфологія ушкодження практично не призводить до формування кіфозу, оскільки страждають передня поздовжня зв'язка і міжхребцевий диск. У нашій групі пацієнтів при такій травмі відзначено найменшу деформацію, яка, ймовірно, більшою мірою зумовлена рефлекторною відповіддю м'язів на ушкодження лігаментозного апарату.

Тип С ушкоджень відповідно до класифікації АОSpine характеризується зміщенням одного з хребців ушкодженого ХРС в одній або декількох площинах, що виявляється формуванням підвивиху, вивиху або переломовивиху з різним ступенем ушкодження кісткових структур і зв'язкового апарату. З огляду на те, що в більшості випадків реєструють передній вивих/переломовивих, деформація в ХРС буде кіфотичною, що підтверджено отриманими нами даними.

Взаємозв'язок між станом шийного лордозу і характером ушкодження

При аналізі показника, який характеризує стан шийного лордозу, виявлено закономірності, що певною мірою дублюють описаний вище параметр. Так, максимальні значення відхилень від нормального сагітального контура зареєстровано у пацієнтів з ушкодженнями типу А2 і С за класифікацією АОSpine: $-26,77^\circ$ ($-32,78$; $-20,91$) і $-26,70^\circ$ ($-36,30$; $-16,77$) відповідно. Зведену характеристику особливостей розподілу показника шийного лордозу у пацієнтів із травматичним ушкодженням ШВХ залежно від типу ушкодження наведено на рис. 5.

Аналіз рис. 3 і 5 виявив схожу картину (обернено пропорційну кореляцію). Ушкодження типу А1 на відміну від значень сегментарного кіфозу не характеризуються значними змінами сагітального контура. Це зумовлено тим, що при А1-типі на відміну від типів А2 і С остеолігаментозні ушкодження менш виражені, за рахунок компенсаторних механізмів активного м'язового тону не спостерігається значних змін сагітального контура.

Статистичний аналіз показника сагітального лордозу виявив значущу різницю між групами: $\chi^2 = 63,306$; $df = 7$; $p < 0,001$. Результати оцінки статистичної зна-

Таблиця 2. Статистична значущість відмінностей за показником сегментарного кіфозу між різними типами ушкодження

	A1	A2	A3	A4	B1	B2	B3
A2	0,014	–	–	–	–	–	–
A3	0,233	< 0,0001	–	–	–	–	–
A4	0,307	< 0,0001	0,577	–	–	–	–
B1	0,233	< 0,0001	0,683	0,676	–	–	–
B2	0,168	< 0,0001	0,624	0,388	0,491	–	–
B3	0,12	< 0,0001	0,236	0,233	0,168	0,577	–
C	0,12	0,205	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001

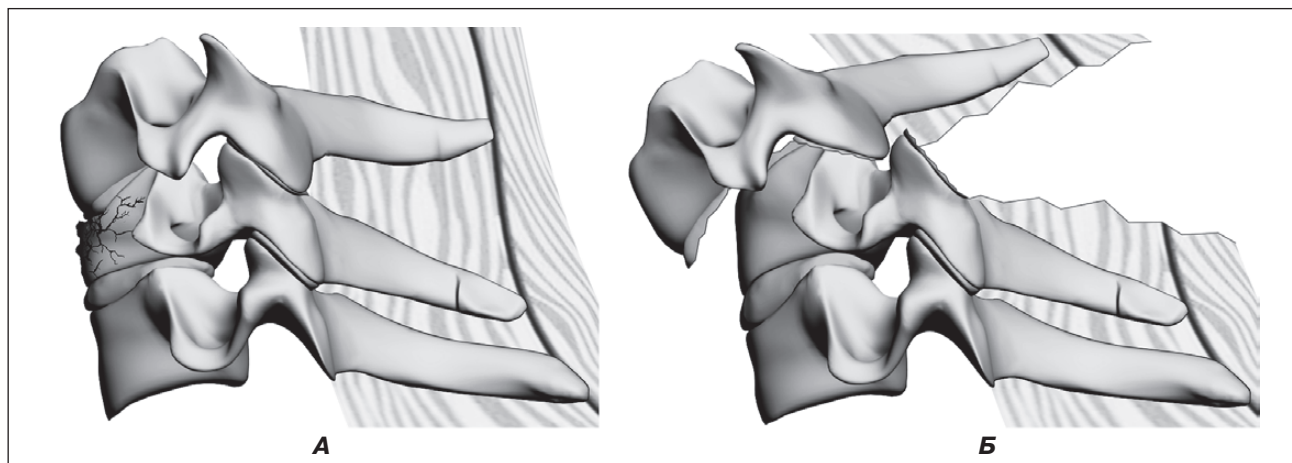


Рисунок 4. Типи ушкоджень, які характеризуються найбільшою кіфотичною сегментарною деформацією (схематично): А — підтип А2; Б — тип С

чуєності відмінностей за показником загального шийного лордозу між різними типами ушкоджень наведено в табл. 3. Виявлено значущі відмінності показника сагітального лордозу для груп А2 і С. Решта типів ушкоджень демонструє схожі показники: від $-8,95^\circ$ ($-10,41$; $-3,24$) для ушкодження типу А1 до $-0,705^\circ$ ($-5,115$; $2,263$) для ушкодження типу В3.

Взаємозв'язок між ступенем сегментарної деформації та станом шийного лордозу

Для виявлення можливого взаємозв'язку між аналізованими параметрами використано коефіцієнт рангової кореляції Спірмена з огляду на відмінності розподілу аналізованих параметрів від нормального. Отримано високі показники кореляції: $r = -0,919$ ($p < 0,0001$). Від'ємне значення коефіцієнта свідчить про можливу наявність обернено пропорційного

зв'язку (рис. 6). Високий ступінь кореляції частково зумовлений геометричною залежністю аналізованих показників.

Для визначення математичної залежності проведено квантильний регресійний аналіз. Отримано регресійну модель: $ЗШЛ = 6,7071 - (1,6529 \cdot СК)$, де ЗШЛ — загальний шийний лордоз; СК — сегментарний кіфоз.

Коефіцієнт детермінації (псевдо- R^2) для моделі — $0,766$, розраховані коефіцієнти значущі при $p < 0,001$.

Детальнішу оцінку можливої залежності аналізованих параметрів проводили у групах пацієнтів з різним типом ушкодження. Виявлено максимальні значення коефіцієнта кореляції Спірмена при ушкодженнях типу А3, А4 і В3 ($p < 0,0001$) — відповідно $-0,93$, $-0,91$ і $-0,97$. Взаємозв'язок аналізованих параметрів при ушкодженнях типу А1 і А2 статистично незначущий ($p > 0,05$). У групі з ушкодженнями типу С значення

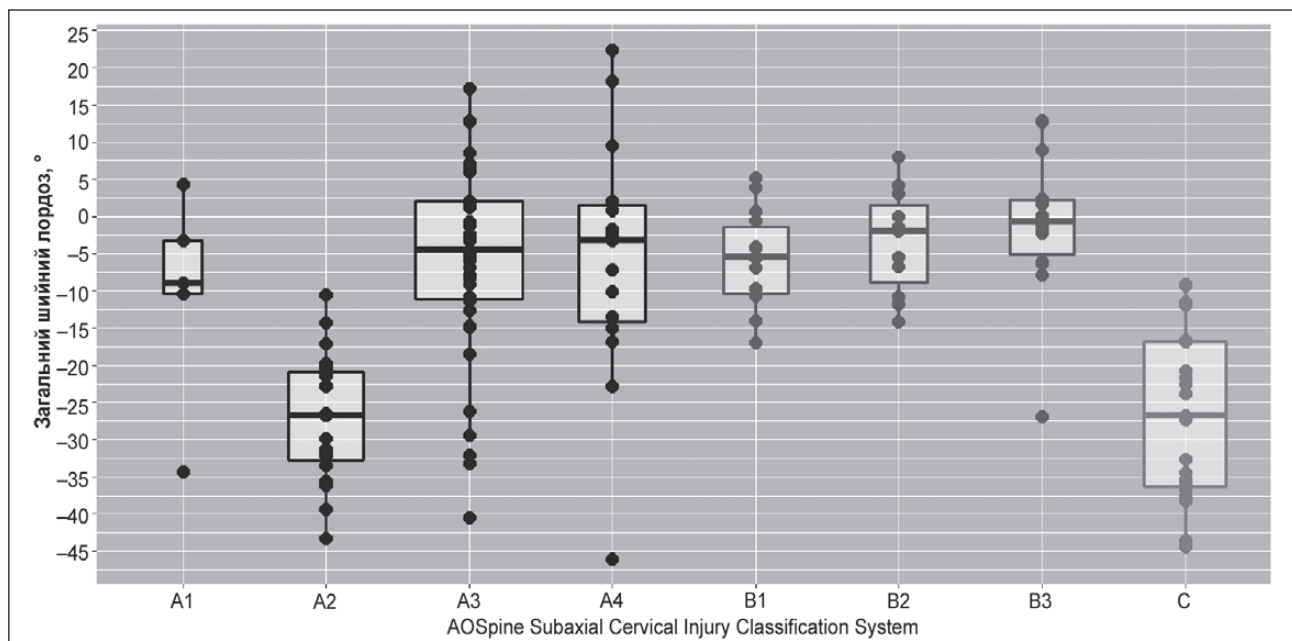


Рисунок 5. Характеристика стану шийного лордозу за різних типів травматичних ушкоджень

Таблиця 3. Статистична значущість відмінностей за показником загального шийного лордозу між різними типами ушкодження

	A1	A2	A3	A4	B1	B2	B3
A2	0,0448	–	–	–	–	–	–
A3	0,6323	< 0,0001	–	–	–	–	–
A4	0,8187	< 0,0001	0,9424	–	–	–	–
B1	0,9218	< 0,0001	0,7954	0,9424	–	–	–
B2	0,7510	< 0,0001	0,8914	0,7954	0,7954	–	–
B3	0,2136	< 0,0001	0,3521	0,4730	0,1829	0,6323	–
C	0,0264	0,9801	< 0,0001	< 0,0004	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001

коефіцієнта кореляції статистично значуще, але становило $-0,57$, що свідчить про слабкий взаємозв'язок аналізованих показників. Для підтипів B1 і B2 характерна помірна статистично значуща кореляція.

Отримані показники складно трактувати з анатомічної точки зору. Ні дані літератури, ні результати наших досліджень не дають змоги об'єктивно пояснити виражений дисонанс щодо близьких за морфологією типів травматичних ушкоджень ХРС.

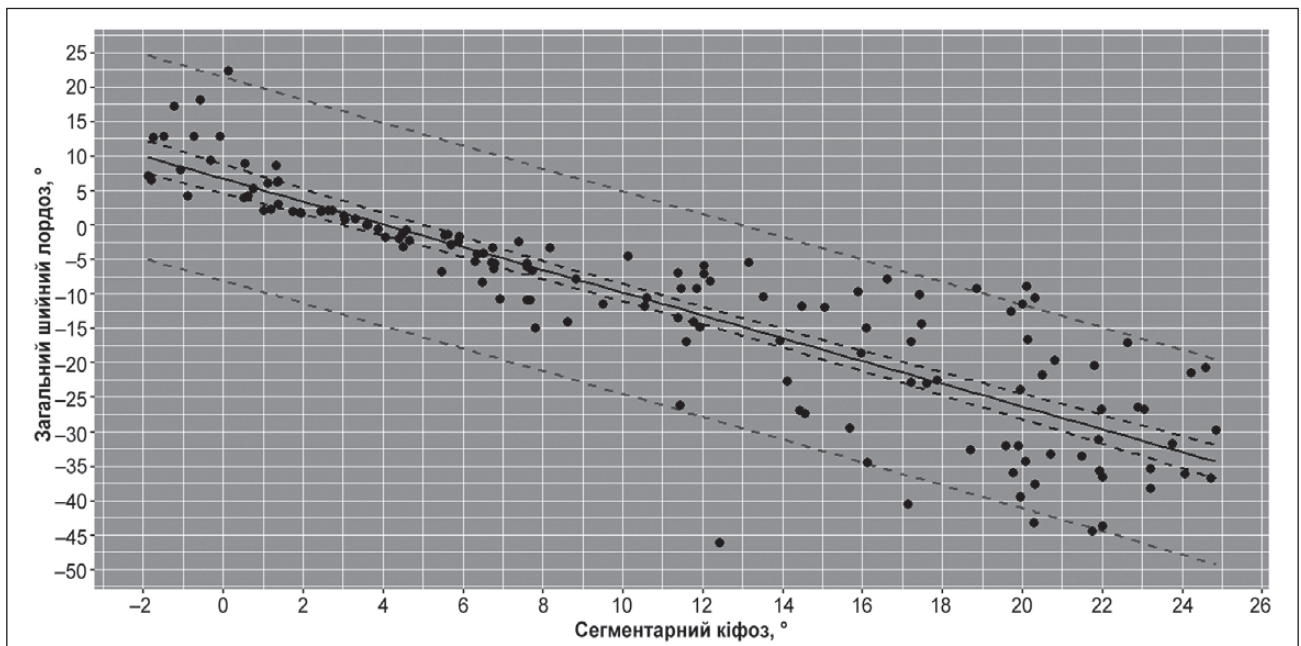
З огляду на отримані результати нами було висунуто припущення, що ступінь кореляції значень сегментарного лордозу і шийного кіфозу може більшою мірою залежати від рівня відхилення зазначених показників від нормальних, ніж від типу ушкодження ХРС. Для підтвердження зазначеної гіпотези пацієнтів розподілили на групи відповідно до показника сегментарного кіфозу незалежно від типу і ступеня ушкодження ХРС (табл. 4).

Отримані дані переконливо демонструють, що найбільша залежність аналізованих параметрів реєструється при локальній деформації в діапазоні від 0 до 10° .

При високих показниках кіфозу значення шийного лордозу значно варіюють, що, ймовірно, зумовлено значним впливом компенсаторних механізмів і додаткових чинників, які не враховані в моделі.

Обговорення

Аналіз даних літератури не виявив будь-яких значущих досліджень, присвячених ступеню локальної кіфотичної деформації ХРС у пацієнтів, які перенесли травму ШВХ на субаксіальному рівні. Деякі автори зазначають, що локальна деформація має провідне значення, поряд зі ступенем компресії структур хребтового каналу і ступенем нестабільності, у формуванні вторинних змін невральних структур. Порушення ліквородинаміки, деформація, зсув і «натяг» спинного мозку найчастіше зумовлені саме кіфотичною деформацією травмованого ХРС. У більшості сучасних публікацій описано стан сегментарного кіфозу лише в післяопераційний період. Цей параметр розглядають як ступінь стабільності досягнутого спондилодезу. У поодиноких

**Рисунок 6. Співвідношення параметрів сегментарного кіфозу і загального шийного лордозу у пацієнтів з травматичним ушкодженням шийного відділу хребта на субаксіальному рівні**

Таблиця 4. Результати кореляційного аналізу значень шийного лордозу і сегментарного кіфозу при різних типах локальної деформації

Сегментарний кіфоз, °	Коефіцієнт кореляції Спірмена	P
< 0	+0,4273	0,1926
0–5,0	–0,9293	< 0,0001
5,1–10,0	–0,6383	0,0006
10,1–15,0	–0,3574	0,103
15,1–20,0	–0,3615	0,0983
20,1–25,0	–0,236	0,2178

повідомленнях про біомеханіку ушкодження ШВХ зазначено, що неповні ушкодження тіла хребця частіше, ніж повні, можуть спричинити кіфотичну деформацію на рівні перелому. Ушкодження міжхребцевого диска і передньої поздовжньої зв'язки рідко зумовлюють значущу зміну осі ШВХ. При ушкодженнях, які супроводжуються вивихами і переломовивихами, може мати місце значна деформація [20]. Проведений нами аналіз певною мірою підтверджує ці твердження.

Нині прийнято виділяти 5 основних типів сагітального профілю ШВХ: лордоз, нейтральний профіль, кіфоз, S-подібну форму та інвертовану S-подібну форму [21, 22]. Toshichika Takeshima і співавт. при аналізі спондилограм 242 безсимптомних пацієнтів виявили, що лише в 23,5 % випадків спостерігався шийний лордоз. Решта зазначених типів траплялася з частотою 26,0; 19,6; 17,6 та 13,2 % відповідно. Метааналіз, опублікований у 2018 р. Guang-Ming Guo і співавт., показав, що із 15 364 безсимптомних пацієнтів лише в 36 % зареєстрували нелордотичний тип сагітального профілю ШВХ [23]. Крім того, існує думка, що втрата лордозу ШВХ завжди є патологічною подією, а відсутність симптомів зумовлена недостатнім часом для їх розвитку. Це частково підтверджується тим, що більшість досліджень безсимптомних пацієнтів проведено за участю молодих добровольців.

Показові дані наведено у працях Ejiri Okada і співавт. Дослідники продемонстрували, що випрямлення шийного лордозу призводить до підвищення ризику розвитку дегенеративно-дистрофічних змін ШВХ, але не завжди статистично значущо корелює з клінічною симптоматикою [24]. D. Harrison і співавт. у дослідженні, присвяченому комп'ютерній оцінці кривизни сагітального профілю ШВХ, виявили, що сплюснений лордоз або його повна відсутність корелюють з частотою та інтенсивністю болювого відчуття [25]. У низці робіт продемонстровано, що кіфотична ангуляція ШВХ визначає додаткове навантаження на м'язи ший при підтримці ваги голови, підвищений тиск на міжхребцеві диски і є додатковим чинником ризику розвитку дисциркуляторної мієлопатії [26].

Відповідно до сучасних уявлень найкритичнішим при характеристиці біомеханічного стану нормально-го, травмованого та прооперованого хребта є не аналіз ізольованих параметрів, які характеризують стан сагітального балансу, а їх взаємозв'язок і співвідношення.

Відомо, що при установці голови з будь-якого довільного положення в нейтральне збалансоване та найменш енерговитратне потрібний певний час. У більшості випадків процес відбувається підсвідомо і для правильного сприйняття та передачі ваги голови має зберігатися певний взаємозв'язок між положенням голови в природному положенні стоячи, локальними сагітальними кутами і загальною кривизною ШВХ.

Останніми роками в багатьох дослідженнях рентгенівську візуалізацію використовували для вивчення взаємозв'язку між параметрами, які належать до сагітального балансу ШВХ (центр маси голови, центр хребця C2, нахил Th1-хребця тощо) [26]. Так, Sang Hun Lee і співавт. виявили, що нахил Th1-хребця та кут Кобба C2–C7 значно корелювали, тоді як зміщення черепа і кут Кобба C2–C7 мали помірний зв'язок [27]. S. Núñez-Pereira і співавт. виявили, що кут C0–C2 і кут C2–C7 також демонструють помірну кореляцію [28]. J.A. Tang і співавт. виявили тісний зв'язок між сагітальною вертикальною віссю C2–C7 та якістю життя у пацієнтів, які перенесли операцію на ШВХ [29]. Зазначені дослідження демонструють, що кут нахилу голови, кривизна ШВХ і нахил першого грудного хребця певною мірою корелюють, а порушення співвідношення цих параметрів можуть спричинити прогресування дегенеративних змін. Однак даних, які характеризують ступінь кореляції показників локальної деформації та загального сагітального профілю у пацієнтів з травматичними ушкодженнями ШВХ, при аналізі літератури нами не виявлено.

Найбільш критичним і найменш вивченим є питання щодо ступеня необхідної хірургічної корекції сагітального профілю при виконанні хірургічних втручань з приводу різної патології ШВХ. Загальною тенденцією є необхідність формування лордозної ангуляції оперованого ХРС. Так, M.A. Hansen і співавт. у системному огляді зазначають, що інтраопераційно сформований сегментарний кіфоз підсилює розвиток дегенеративних змін суміжних сегментів. P.G. Passias і співавт. при аналізі багатоцентрової бази даних пацієнтів виявили високий ризик розвитку дистального перехідного кіфозу у пацієнтів з доопераційними показниками деформації, що характеризуються сагітальною вертикальною віссю (SVA) > 56,3 мм і шийним кіфозом > 12°. Крім того, згідно з нашими дослідженнями, недостатня лордозна ангуляція, досягнута в результаті

операції, призводить до підвищення навантаження в системі «імплантат — кістка» і розвитку післяопераційної кіфотичної деформації [30].

Отже, незважаючи на відсутність чітко сформульованих рекомендацій, при плануванні хірургічних втручань з приводу травматичних ушкоджень ШВХ на субаксіальному рівні слід урахувати ступінь кіфотичної деформації та реконструктивні можливості системи стабілізації, яку використовують, з метою досягнення оптимальної лордозної ангуляції.

Висновки

Отримані результати свідчать, що травматичне ушкодження шийного відділу хребта на субаксіальному рівні характеризується широким діапазоном показників кіфотичної сегментарної ангуляції, що значною мірою визначається типом ушкодження. Загальний шийний лордоз має тенденцію до сплюснення в більшості випадків, однак ступінь втрати фізіологічної кривизни певною мірою корелює з локальною деформацією. Виявлені особливості стану сагітального профілю у постраждалих можуть бути використані при плануванні обсягу і техніки хірургічного втручання.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів при підготовці статті.

Фінансування

Робота виконана в рамках НДР відділу спінальної нейрохірургії ДУ «Інститут нейрохірургії ім. акад. А.П. Ромоданова НАМН України» «Дослідити механізми та розробити комплекс лікувальних заходів для зменшення інвалідизації та покращення якості життя хворих з хребетно-спинномозковою травмою», № держреєстрації 0119U000110.

Інформація про внесок кожного автора: Нехлопучин О.С. — концепція і дизайн дослідження, аналіз отриманих даних, написання тексту; Вербов В.В. — збирання й обробка матеріалів, написання тексту.

Список літератури

1. Glassman S.D., Bridwell K., Dimar J.R., Horton W., Berven S., Schwab F. The impact of positive sagittal balance in adult spinal deformity. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2005. 30(18). 2024-2029. doi: 10.1097/01.brs.0000179086.30449.96. PMID: 16166889.
2. Tang J.A., Scheer J.K., Smith J.S., Deviren V., Bess S., Hart R.A. et al. The impact of standing regional cervical sagittal alignment on outcomes in posterior cervical fusion surgery. *Neurosurgery*. 2015. 76 Suppl 1. S14-21; discussion S21. doi: 10.1227/01.neu.0000462074.66077.2b. PMID: 25692364.
3. Villavicencio A.T., Babuska J.M., Ashton A., Busch E., Roeca C., Nelson E.L. et al. Prospective, randomized, double-blind clinical study evaluating the correlation of clinical outcomes and cervical sagittal alignment. *Neurosurgery*. 2011. 68(5). 1309-1316; discussion 1316. doi: 10.1227/NEU.0b013e31820b51f3. PMID: 21792113.
4. Kuntz Ct., Levin L.S., Ondra S.L., Shaffrey C.I., Morgan C.J. Neutral upright sagittal spinal alignment from the occiput to the pelvis in asymptomatic adults: a review and re-synthesis of the literature. *J. Neurosurg. Spine*. 2007. 6(2). 104-112. doi: 10.3171/spi.2007.6.2.104. PMID: 17330576.
5. Canavese F., Turcot K., De Rosa V., de Coulon G., Kaelin A. Cervical spine sagittal alignment variations following posterior spinal fusion and instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis. *Eur. Spine J.* 2011. 20(7). 1141-1148. doi: 10.1007/s00586-011-1837-z. PMID: 21559768.
6. Harrison D.D., Troyanovich S.J., Harrison D.E., Janik T.J., Murphy D.J. A normal sagittal spinal configuration: a desirable clinical outcome. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 1996. 19(6). 398-405. PMID: 8864971.
7. Lafage V., Ames C., Schwab F., Klineberg E., Akbarinia B., Smith J. et al. Changes in thoracic kyphosis negatively impact sagittal alignment after lumbar pedicle subtraction osteotomy: a comprehensive radiographic analysis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2012. 37(3). E180-187. doi: 10.1097/BRS.0b013e318225b926. PMID: 21673626.
8. Hardacker J.W., Shuford R.F., Capicotto P.N., Pryor P.W. Radiographic standing cervical segmental alignment in adult volunteers without neck symptoms. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1997. 22(13). 1472-1480; discussion 1480. doi: 10.1097/00007632-199707010-00009. PMID: 9231966.
9. Gore D.R., Sepic S.B., Gardner G.M. Roentgenographic findings of the cervical spine in asymptomatic people. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1986. 11(6). 521-524. doi: 10.1097/00007632-198607000-00003. PMID: 3787320.
10. Johnston F.G., Crockard H.A. One-stage internal fixation and anterior fusion in complex cervical spinal disorders. *J. Neurosurg.* 1995. 82(2). 234-238. doi: 10.3171/jns.1995.82.2.0234. PMID: 7815151.
11. Albert T.J., Vacarro A. Postlaminectomy kyphosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1998. 23(24). 2738-2745. doi: 10.1097/00007632-199812150-00014. PMID: 9879099.
12. Caspar W., Pitzen T. Anterior cervical fusion and trapezoidal plate stabilization for re-do surgery. *Surg. Neurol.* 1999. 52(4). 345-351; discussion 351-342. doi: 10.1016/s0090-3019(99)00100-7. PMID: 10555839.
13. Lee S.H., Hyun S.J., Jain A. Cervical Sagittal Alignment: Literature Review and Future Directions. *Neurospine*. 2020. 17(3). 478-496. doi: 10.14245/ns.2040392.196. PMID: 33022153.
14. Benzel E.C. Biomechanics of Spine Stabilization: Thieme; 2001.
15. Kitis S., Cevik S., Kaplan A., Yilmaz H., Katar S., Comert S. et al. Relationship Between Degeneration or Sagittal Balance With Modic Changes in the Cervical Spine. *Cureus*. 2021. 13(1). e12949. doi: 10.7759/cureus.12949. PMID: 33527064.
16. Yoshida G., Kamiya M., Yoshihara H., Kanemura T., Kato F., Yukawa Y. et al. Subaxial sagittal alignment and adjacent-segment degeneration after atlantoaxial fixation performed using C-1 lateral mass and C-2 pedicle screws or transarticular screws. *J. Neurosurg. Spine*. 2010. 13(4). 443-450. doi: 10.3171/2010.4.SPINE09662. PMID: 20887141.
17. Yoshimoto H., Ito M., Abumi K., Kotani Y., Shono Y., Takada T. et al. A retrospective radiographic analysis of subaxial sagittal alignment after posterior C1-C2 fusion. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2004. 29(2). 175-181. doi: 10.1097/01.BRS.0000107225.97653.CA. PMID: 14722411.

18. Maynard F.M., Jr., Bracken M.B., Creasey G., Ditunno J.F. Jr., Donovan W.H., Ducker T.B. et al. *International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury*. American Spinal Injury Association. *Spinal Cord*. 1997. 35(5). 266-274. doi: 10.1038/sj.sc.3100432. PMID: 9160449.
19. Vaccaro A.R., Koerner J.D., Radcliff K.E., Oner F.C., Reinhold M., Schnake K.J. et al. AOSpine subaxial cervical spine injury classification system. *Eur. Spine J.* 2016. 25(7). 2173-2184. doi: 10.1007/s00586-015-3831-3. PMID: 25716661.
20. Galbusera F., Wilke H.-J. *Biomechanics of the Spine: Basic Concepts, Spinal Disorders and Treatments*. 1st ed: Academic Press; 2018. 456 p.
21. Yu M., Zhao W.K., Li M., Wang S.B., Sun Y., Jiang L. et al. Analysis of cervical and global spine alignment under Rousously sagittal classification in Chinese cervical spondylotic patients and asymptomatic subjects. *Eur. Spine J.* 2015. 24(6). 1265-1273. doi: 10.1007/s00586-015-3832-2. PMID: 25805575.
22. Hey H.W.D., Lau E.T., Wong G.C., Tan K.A., Liu G.K., Wong H.K. Cervical Alignment Variations in Different Postures and Predictors of Normal Cervical Kyphosis: A New Understanding. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2017. 42(21). 1614-1621. doi: 10.1097/BRS.0000000000002160. PMID: 28306640.
23. Guo G.M., Li J., Diao Q.X., Zhu T.H., Song Z.X., Guo Y.Y. et al. Cervical lordosis in asymptomatic individuals: a meta-analysis. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2018. 13(1). 147. doi: 10.1186/s13018-018-0854-6. PMID: 29907118.
24. Okada E., Matsumoto M., Ichihara D., Chiba K., Toyama Y., Fujiwara H. et al. Does the sagittal alignment of the cervical spine have an impact on disk degeneration? Minimum 10-year follow-up of asymptomatic volunteers. *Eur. Spine J.* 2009. 18(11). 1644-1651. doi: 10.1007/s00586-009-1095-5. PMID: 19609784.
25. Harrison D.D., Harrison D.E., Janik T.J., Cailliet R., Ferrantelli J.R., Haas J.W. et al. Modeling of the sagittal cervical spine as a method to discriminate hypolordosis: results of elliptical and circular modeling in 72 asymptomatic subjects, 52 acute neck pain subjects, and 70 chronic neck pain subjects. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2004. 29(22). 2485-2492. doi: 10.1097/01.brs.0000144449.90741.7c. PMID: 15543059.
26. Katsuura A., Hukuda S., Saruhashi Y., Mori K. Kyphotic malalignment after anterior cervical fusion is one of the factors promoting the degenerative process in adjacent intervertebral levels. *Eur. Spine J.* 2001. 10(4). 320-324. doi: 10.1007/s005860000243. PMID: 11563618.
27. Lee S.H., Kim K.T., Seo E.M., Suk K.S., Kwack Y.H., Son E.S. The influence of thoracic inlet alignment on the craniocervical sagittal balance in asymptomatic adults. *J. Spinal Disord. Tech.* 2012. 25(2). E41-47. doi: 10.1097/BSD.0b013e3182396301. PMID: 22037167.
28. Nunez-Pereira S., Hitzl W., Bullmann V., Meier O., Koller H. Sagittal balance of the cervical spine: an analysis of occipitocervical and spinopelvic interdependence, with C-7 slope as a marker of cervical and spinopelvic alignment. *J. Neurosurg Spine*. 2015. 23(1). 16-23. doi: 10.3171/2014.11.SPINE14368. PMID: 25909271.
29. Tang J.A., Scheer J.K., Smith J.S., Deviren V., Bess S., Hart R.A. et al. The impact of standing regional cervical sagittal alignment on outcomes in posterior cervical fusion surgery. *Neurosurgery*. 2012. 71(3). 662-669; discussion 669. doi: 10.1227/NEU.0b013e31826100c9. PMID: 22653395.
30. Slynko I.I., Nekhlopochin A.S. The clinically and biomechanically based optimization of sagittal contour surgical correction of the injured segment with the anterior subaxial fusion. *MOJ Applied Bionics and Biomechanics*. 2018. 2(2). 150-155. doi: 10.15406/mojabb.2018.02.00058.

Отримано/Received 16.04.2021

Рецензовано/Revised 01.05.2021

Прийнято до друку/Accepted 10.05.2021 ■

O.S. Nekhlopochny, V.V. Verbov

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

The state of the sagittal balance of the injured cervical spine depending on the nature of the damage to the subaxial level

Abstract. Background. Three main interrelated principles form the basis for modern surgery of traumatic cervical spine injuries, namely decompression, reconstruction and stabilization. Restoration of the sagittal profile is one of the basic tasks of the reconstructive stage. Currently, there are no clear recommendations for surgical management in traumatic injuries depending on the degree of deformation, and the state of sagittal balance of the injured cervical spine in the preoperative period has practically not been studied. The purpose of the work is to study the state of the sagittal profile and the degree of segmental deformation of the cervical spine following traumatic injury at the subaxial level, to determine the relationship between them and the type of injury. **Materials and methods.** We performed a retrospective analysis of X-ray data from 140 patients with subaxial cervical spine traumatic injury who were hospitalized at the Department of Spinal Cord Pathology of the Romodanov Neurosurgery Institute of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine in the period from 2008 to 2018. We calculated indicators of segmental kyphosis and general cervical lordosis and determined the type of damage according to AO Spine Subaxial Cervical Spine Injury Classification System. **Results.** We found that the type of the damage af-

fects the degree of segmental deformation ($p < 0.001$). Type A1, A2 and C injuries show the maximum kyphotic angulation: 13.51° (8.18; 20.07), 21.8° (20.12; 22.96) and 20.01° (17.52; 21.99), respectively. Injuries of type A2 and C statistically significantly differ from other types of lesions. We registered maximum values of deviations from the normal sagittal circuit in patients with injuries types A2 and C: -26.77° (-32.78 ; -20.91) and -26.70° (-36.30 ; -16.77), respectively. The parameters of segmental kyphosis and general cervical lordosis reveal high interdependence ($r^2 = 0.766$, $p < 0.001$). We found maximum correlation in type A3, A4 and B3 injuries: -0.93 , -0.91 and -0.97 , respectively ($p < 0.001$). And types A1 and A2 injuries demonstrated statistically insignificant relationship ($p > 0.05$). **Conclusions.** The results show that traumatic injury of the subaxial cervical spine is characterized by a wide range of kyphotic segmental angulation values, which is largely determined by the type of injury. General cervical lordosis tends to flatten in most cases, but the degree of physiological curvature loss correlates with local deformation to some extent.

Keywords: cervical spine; subaxial level; traumatic injury; general cervical lordosis; segmental kyphosis; sagittal balance

Макаров В.Б.¹, Дєдх Н.В.², Нікольченко О.А.³

¹КНП «Міська клінічна лікарня № 16», м. Дніпро, Україна

²ДУ «Інститут геронтології ім. Д.Ф. Чеботарьова НАМН України», м. Київ, Україна

Інтеграція з кісткою імплантатів із полілактиду

Резюме. Актуальність. Матеріали, що деградують після імплантації в кісткову тканину, знаходяться в полі зору ортопедів та травматологів. До таких матеріалів належать полілактиди, які є ідеальним біоматеріалом для створення кісткових імплантатів в умовах друкування на 3D-принтері, особливо імплантатів складної форми й різних розмірів. **Мета дослідження:** провести порівняльний аналіз перебудови кістки в умовах імплантації 3D-друкованих гвинтів із полілактиду в метафізарний та діафізарний дефекти стегнової кістки щурів. **Матеріали та методи.** Порівняльний аналіз перебудови кістки в умовах імплантації 3D-друкованих гвинтів із полілактиду Ingeo™ Biopolymer 4032D в метафізарний та діафізарний дефекти стегнової кістки щурів проведено на 15, 30, 90, 180 та 270-ту добу. Ділянки кістки з імплантатами були досліджені гістологічним методом із визначенням індексу остеоінтеграції. **Результати.** Установлено, що в усі терміни дослідження імплантати зберігали форму, були оточені кістковою тканиною. Індекс остеоінтеграції на 270-ту добу в метафізарних та діафізарних дефектах становить 97,1 та 94,3 % відповідно і статично більший порівняно з 15-ю добою в 2,2 та 2,3 раза ($p < 0,001$). **Висновки.** Імплантати із полілактиду Ingeo™ Biopolymer 4032D є біосумісними, характеризуються високими остеоінтегративними якостями, не викликають запалення в прилеглих м'яких тканинах та кістковому мозку, не призводять до деструктивних змін кістки в ділянці імплантації. На кінцевий термін дослідження (270 діб) деградація біоматеріалу не встановлена, що надає можливість використати його як фіксатор або для заповнення порожнин у компактній та губчастій кістках на тривалий термін.

Ключові слова: полілактид Ingeo™ Biopolymer 4032D; біодеградація; остеоінтеграція; щури; стегнова кістка; гістологія

Вступ

Останніми роками в ортопедії та травматології поряд із металевими фіксаторами для остеосинтезу певну нішу займають матеріали, що мають здатність до біодеградації з подальшим заміщенням їх кістковою тканиною. Найбільш часто використовують матеріали на основі полілактидів та полігліколідів. Особливістю цих матеріалів є біодеградація в тканинах із формуванням нетоксичного для організму продукту метаболізму — молочної кислоти, яка у подальшому розщеплюється до CO_2 і H_2O [14, 15]. Полілактиди існують у формі двох ізомерів: полі-D-лактиду та полі-L-лактиду, які відрізняються динамікою біодеградації, із більшим терміном для полі-L-лактиду [8]. Полілактиди використовують як імплантати, також на їх

основі створюють композити [9]. Останніми роками в медицині, у тому числі і в ортопедії та травматології, для виготовлення імплантатів використовують 3D-принтери. Полілактиди є ідеальним біоматеріалом для створення кісткових імплантатів в умовах друкування на 3D-принтері, особливо імплантатів складної форми й різних розмірів [11, 12]. Раніше проведені нами експериментальні дослідження показали, що полілактид є біосумісним матеріалом, що демонструє високі остеоіндуктивні та остеоінтегративні властивості [3, 5].

Упродовж дослідження важливим аспектом є порівняння перебудови полілактиду в різних за складом ділянках кістки (компактній та губчастій) на ранні та віддалені терміни дослідження.

Мета дослідження: провести порівняльний аналіз перебудови кістки в умовах імплантації 3D-друкованих гвинтів із полілактиду в метадіафізальний та діафізальний дефекти стегнової кістки щурів.

Матеріали та методи

Експериментальне дослідження остеоінтеграції, біосумісності та біодеградації матеріалу з полілактиду Ingeo™ Biopolymer 4032D проведене на 35 нелінійних білих щурах-самцях 6-місячного віку популяції експериментально-біологічної клініки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України». Матеріали планування дослідження з використанням щурів ухвалені локальним комітетом з біоетики (протокол № 158 від 21.11.2016 р.). Експеримент виконаний відповідно до міжнародних та національних вимог гуманного поводження з піддослідними тваринами — Європейської конвенції про захист хребетних тварин, що використовуються для дослідних та інших наукових цілей (Страсбург, 1986) та Закону України «Про захист тварин від жорстокого поводження» (№ 3447-IV від 21.02.2006). Хірургічні втручання у щурів здійснені під загальним внутрішньом'язовим знеболюванням (кетамін, 50 мг/кг живої маси) в умовах асептики та антисептики. Для виведення тварин з експерименту обраний спосіб декапітації (з попереднім ефірним наркозом) у зв'язку з необхідністю отримання крові для подальших досліджень — клінічних та біохімічних.

Для виготовлення імплантатів використано полілактид, що являє собою продукт полімеризації L- і D-форм лактиду (співвідношення від 24 : 1 до 32 : 1) [10]. Імплантати у вигляді гвинтів створені за допомогою персонального 3D-принтера «Ultimaker 3» (технологія друку методом наплавлення, товщина шару біополімеру 0,1–0,2 мм). Виготовлені з гвинтів імплантати вводили у стандартні дірчасті дефекти, створені за допомогою стоматологічного бора в дистальному метадіафізі та середній частині діафіза стегнових кісток щурів (рис. 1).

Порівняльне дослідження проведене у двох групах відповідно до ділянки імплантації зразка полілактиду:

- 1-ша група — моделювання дефекту в метадіафізальному відділі стегнової кістки;
- 2-га група — моделювання дефекту в середній частині діафіза стегнової кістки.

Тварин виводили з експерименту на 15, 30, 90, 180 та 270-ту добу після операції.

Техніка виконання хірургічного втручання. Передньолатеральним доступом у дистальному метафізі лівої стегнової кістки моделювали дірчастий дефект діаметром 2 мм та глибиною 3 мм, у середній частині діафіза правої стегнової кістки — діаметром 2 мм та глибиною 2 мм. Дефекти обробляли антисептиком (Декасан®) та імплантували дослідний зразок відповідного розміру. Рани обробляли антибіотиком (Біцилін®-3), шкіру зашивали одиночними вузловими швами.

Для морфологічних досліджень вилучали стегнові кістки з ділянками дефекту, що був заповнений по-

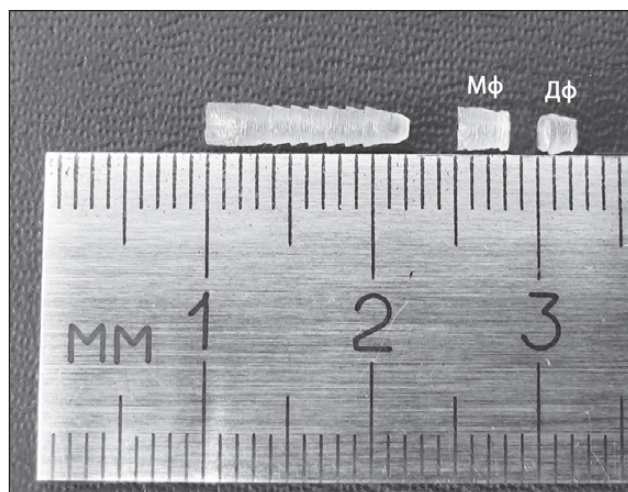


Рисунок 1. 3D-друкований із полілактиду гвинт, із якого виготовлені зразки імплантатів для заповнення стандартних дірчастих дефектів у метадіафізі (МФ) та діафізі (ДФ) стегнової кістки щурів

лілактидом. Матеріал обробляли гістологічними методами за рекомендаціями Д.С. Саркісова, Ю.Л. Перова [7]. Після фіксації в розчині 10% нейтрального формаліну, декальцинації в 4% розчині азотної кислоти матеріал зневоднювали в етиловому спирті (від 70 до 96°). Для подальшого зневоднювання матеріал занурювали у суміш Нікіфорова (етиловий спирт та етиловий ефір 1 : 1), потім поміщали в целоїдин. Зрізи (8–10 мкм) виготовляли на санному мікротомі «Reichert», забарвлювали гематоксиліном Вейгера та еозином, а також пікрофуксином за Ван Гізеном. Гістологічні зрізи досліджували у світловому мікроскопі Olympus BX 63 (Carl Zeiss). Для морфометричного оцінювання остеоінтеграції імплантата застосовували планіметричну окулярну сітку. У полі зору світлового мікроскопа MICROS (Австрія) при збільшенні в 100 разів окремо підраховували кількість точок (перетинів сторін квадратів сітки), що припадали на периметр імплантата в кістковому ложі (ділянку періоста не враховували) та на кісткову тканину на межі з імплантатом. Показник останньої, наведений у відсотках від показника периметра імплантата, є індексом остеоінтеграції [2]. Статистичну обробку отриманих цифрових даних виконували за методом Стюдента, різницю вважали статистично значущою у разі $p < 0,05$.

Результати та обговорення

На всі терміни дослідження щури були активними, вільно переміщалися в клітці та нормально харчувалися.

За макроскопічною оцінкою імплантованих зразків біоматеріалу встановлено, що матеріал щільно розташовувався в діафізальних і метадіафізальних відділах стегнових кісток, ознак запалення та деструкції прилеглих м'яких тканин не виявлено.

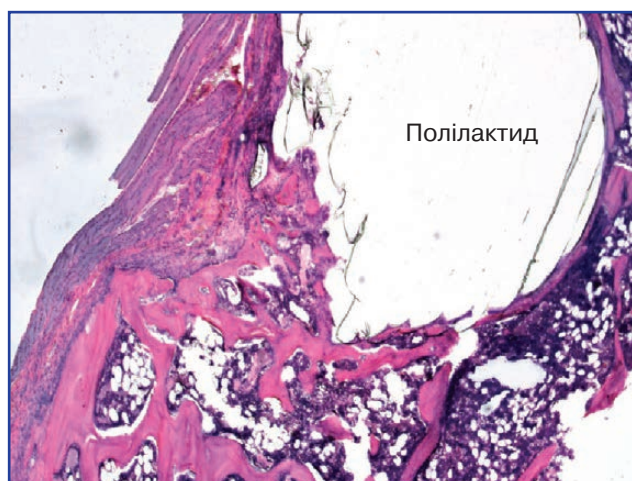


Рисунок 2. Метадіфізарний дефект. Полілактид оточений губчастою кісткою зі щільною сіткою кісткових трабекул. 30-та доба. Гематоксилін та еозин. 36. × 40

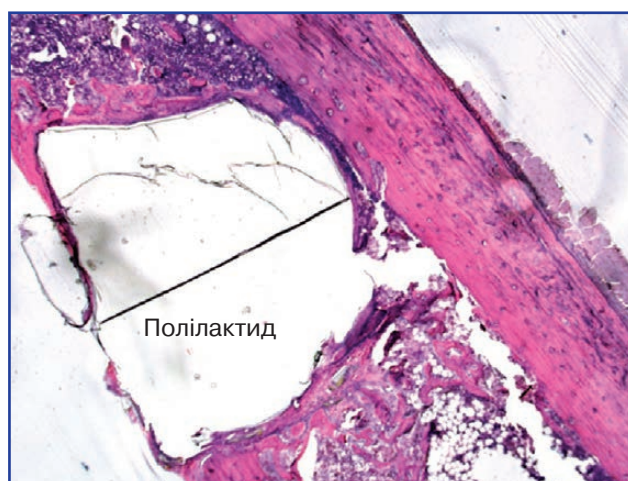


Рисунок 3. Діфізарний дефект. Імплантат із полілактиду по периметру оточений зрілою кістковою тканиною. 30-та доба. Гематоксилін та еозин. 36. × 40

На підставі мікроскопічної оцінки на 15-ту добу дослідження компактної кістки з біоматеріалом, імплантованим у дефект, було встановлено, що в обох групах порівняння в кортексі зберігалися невеликі зони щільного прилягання полілактиду без формування проміжних тканин, однак на більшості територій між кортексом та імплантатом розташовувалася незріла кісткова тканина з невеликими прошарками сполучної тканини або остеоїду. У кортексі, який прилягав до імплантата, в обох групах виявлені ділянки без клітин та з порушенням забарвлення матриксу, що може бути наслідком відтворення дефекту. У глибоких ділянках контакту імплантата з кістковим мозком у діфізарній частині стегнової кістки імплантат був оточений вузьким прошарком незрілої кісткової тканини з перевагою у ділянках, розташованих під кортексом. Однак щільність новосформованої кістки була більшою в метадіфізарних дефектах на ділянках контакту імплантата з кістковими трабекулами губчастої кістки.

Над імплантатами виявлено формування періоста зі щільно розташованими колагеновими волокнами та фібробласти проміж ними. За даними літератури, особливістю локальної реакції на сторонній предмет є присутність багатоядерних клітин, що можуть виконувати функцію резорбції імплантата [4, 16]. Однак у проведеному нами дослідженні навколо полілактиду не встановлено появи цих клітин, що вказує на високу біосумісність матеріалу та відсутність частинок деградації. Крім того, на цей термін у кістковому мозку навколо імплантатів не встановлено ознак запального процесу. Тобто особливістю перебудови кістки навколо імплантата з полілактиду в обох ділянках стегнової кістки є односпрямований характер формування кісткової тканини.

Через 30 діб у двох групах порівняння імплантати зберігали форму, щільно розташовувалися в ложі кістки. Виявлений щільний контакт між кортексом та імплантатами, а в ділянках кістково-мозкового каналу (рис. 2) та губчастій кістці (рис. 3) поверхня імплантатів була вкрита вузьким шаром зрілої кісткової тканини. На невеликих територіях на поверхні імплантата розташовувалися прошарки сполучної тканини або остеоїду між імплантатом та новоутвореною кістковою тканиною.

Через 90 діб відмінностей від попереднього терміну дослідження в структурній організації кістки та її розташуванні на поверхні імплантатів не встановлено. У групах порівняння картини перебудови кортексу були подібні. У діфізарному дефекті у кістково-мозковому каналі імплантат був оточений зрілою кістковою тканиною у вигляді вузького прошарку. У метадіфізарному дефекті площа кісткової тканини в ділянках губчастої кістки навколо імплантата була більшою порівняно з попереднім терміном.

На подальші терміни дослідження — 180 та 270-ту добу імплантати в обох групах порівняння не мали ознак деструкції, були оточені зрілою кістковою тканиною з низькою щільністю остеоцитів, які розташовані в вузьких лакунах. Матрикс кортексу був забарвлений рівномірно, що свідчить про відсутність ділянок остеолізу. Навколо імплантатів, розташованих у метадіфізарних ділянках, кісткові трабекули формували дрібнопетлисту сітку, що вказує на відсутність локальних остеопоротичних змін (рис. 4). У діфізарних дефектах імплантати щільно контактували з кортексом, а в ділянках кістково-мозкового каналу були оточені вузьким шаром зрілої кісткової тканини (рис. 5).

Відомо, що частою реакцією кістки на імплантати є формування локальних ділянок лізису навколо них

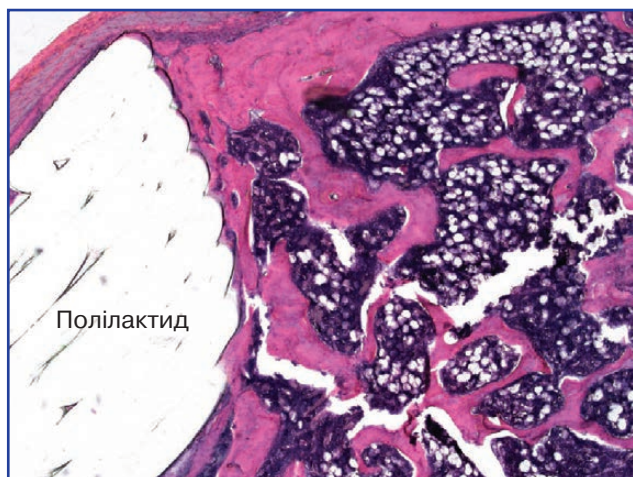


Рисунок 4. Метадіафізарний дефект.
Полілактид у ділянці кортексу та губчастої кістки. 270-та доба. Гематоксилін та еозин. 36. × 100

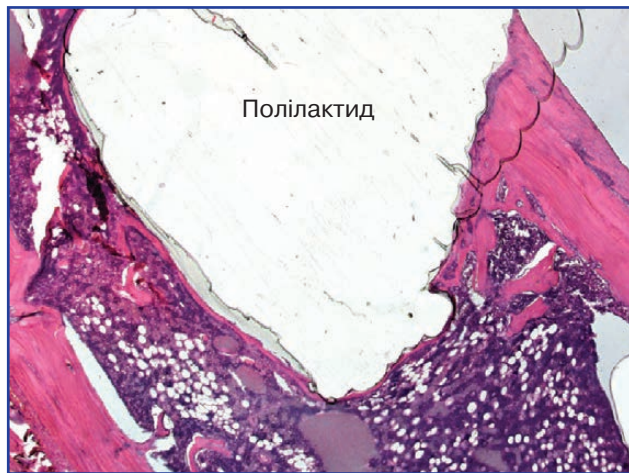


Рисунок 5. Діафізарний дефект. Полілактид
по периметру оточений вузьким шаром кісткової тканини. 270-та доба. Гематоксилін та еозин. 36. × 40

Таблиця 1. Індекс остеоінтеграції імплантатів із полілактиду в різних ділянках дефектів стегнової кістки ($M \pm m$, %)

Ділянка стегнової кістки	Термін дослідження		Статистична значущість, р
	15-та доба	270-та доба	
Метадіафізарний дефект	46,6 ± 1,1	97,1 ± 6,2	< 0,001
Діафізарний дефект	40,2 ± 1,8	94,3 ± 5,1	< 0,001

[13]. У нашому дослідженні характерних змін у вигляді розрідження трабекулярної сітки губчастої кістки в ділянках метафіза та резорбційних порожнин у кортексі не виявлено. Це свідчить про те, що в умовах імплантації полілактиду в різні частини стегнової кістки він не призводить до остеопоротичних змін, тобто матеріал за механічними якостями має високу тропність до кісткової тканини. Визначено відсутність деградації дослідженого біоматеріалу. Відомо, що залежно від технології виготовлення та фізико-механічних особливостей матеріалу полілактиди можуть зберігати форму після імплантації в кістку від 12–24 міс. залежно від складу композиту [1, 6], що розширяє можливості їх використання у разі проведення остеосинтезу. Крім того, висока тропність полілактидів до кісткової тканини дає підставу використати їх для заповнення «критичних» дефектів.

Відомо, що найбільш критичними для визначення стабільності імплантатів є ранні та пізні терміни, у зв'язку з цим дослідження остеоінтеграції було проведено на 15-ту та 270-ту добу (табл. 1). Індекс остеоінтеграції був статично більший порівняно з 15-ю добою в 2,2 та 2,3 раза в метафізарних та діафізарних дефектах відповідно, що свідчить про високі остеоінтегративні якості імплантатів. Різниця між показниками індексу остеоінтеграції імплантатів у метафізарних та діафізарних дефектах на пізні терміни не встановлено.

Висновки

1. Досліджений полілактид Ingeo™ Biopolymer 4032D, який було імплантовано в метадіафізарний та діафізарний дефекти стегнової кістки щурів, є біосумісним та має високі остеоінтегративні якості, не викликає запалення в оточуючих м'яких тканинах та кістковому мозку, не викликає деструктивні зміни кістки в ділянках імплантації.

2. На кінцевий термін дослідження (270-та доба) 3D-друковані імплантати із полілактиду зберігали форму, деградації біоматеріалу не встановлено, що надає можливість використати їх як фіксатори або для заповнення порожнин у компактній та губчастій кістках на тривалий термін.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів при підготовці даної статті.

Список літератури

1. Агаджанян В.В., Пронских А.А., Демина В.А., Гомзяк В.И., Седуш Н.Г., Чвалун С.Н. Биodeградируемые имплантаты в ортопедии и травматологии. Наш первый опыт. Политравма. 2016. № 4. С. 85-93.
2. Автандилов Г.Г. Медицинская морфометрия. М.: Медицина, 1990. 381 с.
3. Дедух Н.В., Нікольченко О.А., Макаров В.Б. Перебудова кістки навколо полілактиду, імплантованого у діафіз

стегнової кістки. *Вісник проблем біології і медицини*. 2018. № 1(142). С. 275-9. DOI: 10.29254/2077-4214-2018-1-1-142-275-279.

4. Должиков А.А., Колпаков А.Я., Ярош А.Л., Молчанова А.С., Должикова И.Н. Гигантские клетки инородных тел и тканевые реакции на поверхности имплантатов. *Курский научно-практический вестник «Человек и его здоровье»*. 2017. № 3. С. 86-94. DOI: <http://dx.doi.org/10.21626/vestnik/2017-3/15>.

5. Макаров В.Б., Дедух Н.В., Никольченко О.А. Остеорепа́рация вокруг полилактида, имплантированного в метадиафизарный отдел бедренной кости (экспериментальное исследование). *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2018. № 2(611). С. 102-7. DOI: <http://dx.doi.org/10/15674/0030-598720182102-107>.

6. Макеев В.Ф., Черпак М.О. Застосування полімерних остеопластичних матеріалів у стоматології. *Український стоматологічний альманах*. 2013. № 1. С. 116-9.

7. Саркисов Д.С. *Микроскопическая техника*. М.: Медицина, 1996. 542 с.

8. Bohner M. Resorbable biomaterials as bone graft substitutes. *Materials Today*. 2010. Vol. 13(1–2). P. 24–30. DOI: [https://doi.org/10.1016/S1369-7021\(10\)70014-6](https://doi.org/10.1016/S1369-7021(10)70014-6).

9. Hamad K., Kaseem M., Yang H.W., Deri F., Ko Y.G. Properties and medical applications of polylactic acid: A review. *eXPRESS Polymer Letters*. 2015. Vol. 9(5). P. 435–55. DOI: 10.3144/expresspolymlett.2015.42.

10. Kontakis G.M., Pagkalos J.E., Tosounidis T.I., Melissas J., Katonis P. Bioabsorbable materials in orthopaedics. *Acta Orthop. Belg.* 2007. Vol. 73(2). P. 159–69.

11. Liu A., Xue G-h, Sun M., Shao H-f, Ma C-y, Gao Q., Gou Z-r, Yan S-g, Liu Y-m, He Y. 3D Printing Surgical Implants at the clinic: A Experimental Study on Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Sci. Rep.* 2017. No 6(21704). P. 1–13. DOI: 10.1038/srep21704.

12. Murphy S.V., Atala A. 3D bioprinting of tissues and organs. *Nat. Biotechnol.* 2014. Vol. 32(8). P. 773–85. DOI: 10.1038/nbt.2958

13. Oh T-J, Yoon J., Misch C.E., Lau K. The Causes of Early Implant Bone Loss: Myth or Science? *Journal of Periodontology*. 2002. Vol. 73(3). P. 322–33. DOI: 10.1902/jop.2002.73.3.322.

14. Schaschke C., Audic J.L. Editorial: Biodegradable materials. *Int. J. Mol. Sci.* 2014. Vol. 15. P. 21468–75. DOI: 10.3390/ijms151121468.

15. Sheikh Z., Najeeb S., Khurshid Z., Verma V., Rashid H., Glogauer M. Biodegradable Materials for Bone Repair and Tissue Engineering Applications. *Materials*. 2015. № 8. P. 5744–94. DOI: 10.3390/ma8095273.

16. Steffi C., Shi Z., Kong C.H., Wang W. Modulation of Osteoclast Interactions with Orthopaedic Biomaterials. *J. Funct. Biomater.* 2018. Vol. 9(1). P. 18. DOI: 10.3390/jfb9010018.

Отримано/Received 28.04.2021

Рецензовано/Revised 12.05.2021

Прийнято до друку/Accepted 25.05.2021 ■

Information about authors

Vasyl B. Makarov, PhD, Orthopedic Surgeon, Municipal non-profit enterprise «City Clinical Hospital 16», Dnipro, Ukraine; contact phone: +38 (099) 773-78-38, e-mail: vasylnmakarov2010@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0003-0936-7039>

Ninel V. Dedukh, Dr. Biol. Sci., Professor, State Institution «D.F. Chebotarev Institute of Gerontology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine», Kyiv, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0003-0307-2328>

Olga A. Nikolchenko, PhD, Senior Researcher, Department of the 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», Kharkiv, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0001-9808-9485>

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

V.B. Makarov¹, N.V. Dedukh², O.A. Nikolchenko²

¹Municipal non-profit enterprise “City Clinical Hospital 16”, Dnipro, Ukraine

²SI “Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine”, Kharkiv, Ukraine

Osteointegration of polylactide-based implants

Abstract. Background. Materials degrading after implantation into bone are in the field of actual vision of orthopedic surgeon. These materials include polylactides, which are the ideal material for creating bone implants in 3D-printer, especially implants of complex shapes and different sizes. The purpose of the study is to conduct a comparative analysis of bone remodeling under conditions of implantation of polylactide 3D-printed screws into metadiaphyseal and diaphyseal defects of the rat femur. **Materials and methods.** Comparative analysis of bone remodeling under conditions of implantation of polylactide Ingeo™ Biopolymer 4032D 3D-printed screws into the metadiaphyseal and diaphyseal defects of the rat femur for 15, 30, 90, 180 and 270 days are conducted. After implantation of polylactide, areas of bone with implants were examined by the histological method with the determination of the osteointegration index.

Results. It was found that for all the study periods the implants kept their shape, were surrounded by bone tissue. The osseointegration index on the 270th day in metadiaphyseal and diaphyseal defects is 97.1 and 94.3 %, respectively, and is statistically higher compared to the 15th day by 2.2 and 2.3 times ($p < 0.001$). **Conclusions.** The polylactide-based Ingeo™ Biopolymer 4032D implants are biocompatible, have high osteointegration qualities, do not cause inflammation in the surrounding soft tissues and bone marrow, do not lead to destructive changes of the bone in the implantation sites. At the end of the study (270 days), the degradation of polylactide is not found, which makes it possible to use it for fixation or filling cavities in compact and spongy bones for a long time.

Keywords: polylactide-based Ingeo™ Biopolymer 4032D; biodegradation; osteointegration; rats; femur; histology

Жук П.М.¹, Маципура М.М.¹, Мовчанюк В.О.¹, Карпінський М.Ю.², Карпінська О.Д.²,
Мазур В.П.³, Псюк С.С.³

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

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

³КНП «Вінницька міська клінічна лікарня швидкої медичної допомоги», м. Вінниця, Україна

Експериментальне дослідження механічних властивостей кісткових цементів Palacos

Резюме. Актуальність. На сьогодні кісткові цементи набули широкого використання в ортопедії. Спектр призначень кісткових цементів дуже великий і потребує різних якостей залежно від мети. Тому дослідники змушені проводити власні дослідження для вивчення механічних властивостей кісткових цементів. **Мета:** визначити в експерименті значення модуля пружності й межі міцності кісткових цементів Palacos для подальшого використання в математичних моделях остеосинтезу й ендопротезування. **Матеріали та методи.** Досліджували зразки двох марок цементу — Palacos R і Palacos fast. З кожного типу цементу були виготовлені зразки діаметром 5 мм і довжиною 10 мм. Дослідження проводили через 2 години і через 2 доби після полімеризації. На кожному етапі випробували на стиск по 10 зразків цементу кожного типу. **Результати.** Через 2 години полімеризації статистично значущу перевагу величини межі міцності мали зразки з Palacos fast — $105,77 \pm 3,19$ МПа над зразками з Palacos R — $87,24 \pm 3,70$ МПа. Статистично значущим виявився модуль пружності зразків з Palacos fast — $2942,50 \pm 99,67$ МПа порівняно зі зразками з Palacos R — $82542,40 \pm 65,55$ МПа. Через 2 доби після виготовлення міцнісні характеристики кісткових цементів змінилися у бік збільшення. Так, межа міцності зразків з Palacos fast визначилась як $116,39 \pm 2,85$ МПа, що статистично значуще більше, ніж у зразків з Palacos R, у яких цей показник становив $95,58 \pm 4,53$ МПа. Аналогічні тенденції виявилися характерними й для показників модуля пружності, який становив $3048,93 \pm 108,70$ МПа для зразків з Palacos fast і $2642,90 \pm 22,93$ МПа для зразків з Palacos R. Величина модуля пружності зразків з обох марок кісткового цементу має статистично значущу тенденцію до збільшення. У середньому величина модуля пружності для зразків із цементу Palacos R збільшилася на $4,0 \pm 2,6$ %, зразків із цементу Palacos fast — на $3,5 \pm 1,4$ %. **Висновки.** Кістковий цемент Palacos R після закінчення процесу полімеризації має модуль пружності $2542,40 \pm 65,55$ МПа і межу міцності $87,24 \pm 3,70$ МПа, що статистично значуще нижче ($p = 0,001$) за показники модуля пружності $2942,50 \pm 99,67$ МПа і межі міцності $105,77 \pm 3,19$ МПа зразків із цементу Palacos fast. Величини показників межі міцності й модуля пружності зразків кісткових цементів обох досліджених марок мають статистично значущу ($p = 0,001$) тенденцію до збільшення протягом 2 діб, у середньому на $9,6 \pm 10,1$ % і $3,5 \pm 4,0$ % відповідно. Отримані значення величин модуля пружності й межі міцності кісткових цементів Palacos R і Palacos fast можуть бути використані при математичному моделюванні різних варіантів ортопластики.

Ключові слова: кістковий цемент; модуль пружності; навантаження на стиск

Вступ

Сьогодні кісткові цементи знайшли широке використання в ортопедії. Спектр призначень кісткових цементів дуже великий і потребує різних якостей залежно від мети. Так, для ендопротезування використовують в основному цементи в чистому вигляді [1, 2], для профілактики інфекційних ускладнень — цементи

з вмістом антибіотиків [3], до складу цементів, призначених для черезшкірної вертебропластики, додають трикальційфосфат і гідроксилапатит [4, 5]. Одним з ефективних інструментів при розробці нових методів остеопластики є математичне моделювання методом кінцевих елементів, для використання якого необхідно знати механічні властивості матеріалів, такі як модуль

пружності й межі міцності [6, 7]. На жаль, фірми — виробники кісткових цементів не надають такої інформації. Крім того, на ринок регулярно виходять нові марки цементів і нові виробники даного виду продукції. Тому дослідники змушені проводити власні дослідження для вивчення механічних властивостей кісткових цементів [2–5].

Мета: визначити в експерименті значення модуля пружності й межі міцності кісткових цементів Palacos для подальшого використання в математичних моделях остеосинтезу й ендопротезування.

Матеріали та методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» були проведені експериментальні дослідження міцнісних характеристик кісткових цементів марки Palacos.

Досліджували зразки двох марок цементу — Palacos R і Palacos fast. З кожного типу цементу були виготовлені зразки діаметром 5 мм і довжиною 10 мм. Для виготовлення зразків використовували інсулінові шприці об'ємом 1 см³. Підготовку цементу виконували за стандартною методикою, наведеною в інструкції виробника. Дослідження проводили через 2 години (час повної полімеризації) і через 2 доби після полімеризації. На кожному етапі випробувань використовували по 10 зразків цементу кожного типу.

Усі зразки випробували під впливом осьового стискаючого навантаження. Схема навантаження наведена на рис. 1.

Стискаюче навантаження F поступово збільшували до повного руйнування зразка. При збільшенні навантаження з кроком 100 Н фіксували величину деформації зразка Δl . За результатами випробувань розраховували величину модуля пружності й величини межі міцності (гранично допустимі напруги) [8].

Величину навантаження вимірювали за допомогою тензодинамометричного датчика SBA-100L, і результати фіксували пристроєм реєстрації даних CAS типу CI-2001A. Величину деформації зразків вимірювали за допомогою мікрометричного індикатора часового типу.

Експериментальні дані оброблені статистично, розраховували середнє значення (M), стандартну похибку (SD), мінімальне й максимальне значення вибірки. Оцінку проводили за однофакторним дискримінантним аналізом (ANOVA) з апостеріорним тестом Дункана. Порівняння між термінами експерименту здійснювали за парним Т-тестом. Обробку проводили в пакеті прикладних програм IBM Statistics SPSS 20.0 [9].

Результати та їх обговорення

У результаті проведеного дослідження нами були отримані дані про величини модуля пружності й межі міцності кісткових цементів марки Palacos у різні терміни після виготовлення. Дані порівняльного аналізу механічних властивостей кісткових цементів через 2 години після виготовлення наведені в табл. 1.

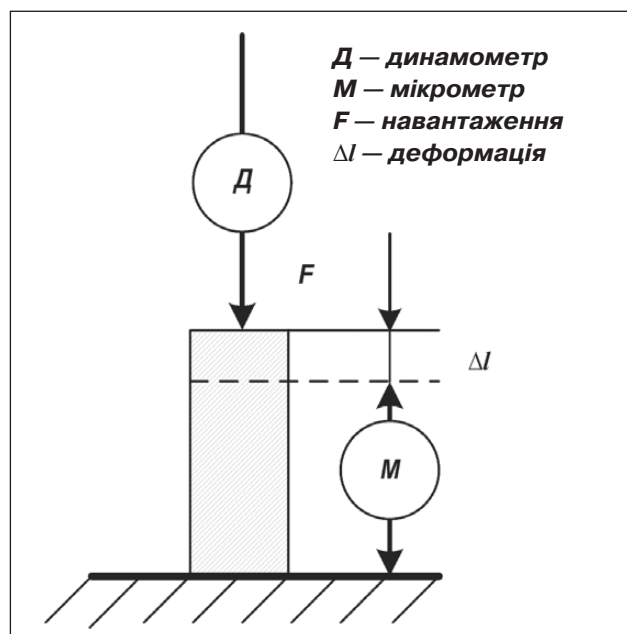


Рисунок 1. Схема випробувань зразків цементу на стиск

Аналіз результатів експериментальних досліджень зразків кісткового цементу на стиск безпосередньо після закінчення терміну полімеризації дозволив визначити статистично значущу перевагу (на рівні $p = 0,001$) величини межі міцності зразків з Palacos fast, що становила $105,77 \pm 3,19$ МПа, над зразками з Palacos R — $87,24 \pm 3,70$ МПа. Також статистично значуще ($p = 0,001$) більшим виявився модуль пружності зразків з Palacos fast — $2942,50 \pm 99,67$ МПа, ніж зразків з Palacos R — $82542,40 \pm 65,55$ МПа.

У табл. 2 наведені дані про механічні властивості зразків кісткових цементів через 2 доби після виготовлення.

Як бачимо, через 2 доби після виготовлення міцнісні характеристики кісткових цементів дещо змінились у бік збільшення. Так, величина межі міцності зразків з Palacos fast визначилась у межах $116,39 \pm 2,85$ МПа, що статистично значуще більше ($p = 0,001$), ніж у зразків з Palacos R, у яких цей показник визначався в межах $95,58 \pm 4,53$ МПа. Аналогічні тенденції виявилися характерними й для показників модуля пружності, який становив $3048,93 \pm 108,70$ МПа для зразків з Palacos fast і $2642,90 \pm 22,93$ МПа для зразків з Palacos R, що статистично значуще відрізняється на рівні $p = 0,001$.

Також був проведений порівняльний аналіз змін міцнісних характеристик цементів марки Palacos із перебігом часу. У табл. 3 наведені дані про зміни величин межі міцності зразків кісткових цементів.

Як бачимо, міцність обох марок цементу статистично значуще зросла ($p = 0,001$), при цьому величина межі міцності зразків з Palacos R збільшилась у середньому на $9,6 \pm 1,8$ %, а зразків з Palacos fast — на $10,1 \pm 1,2$ % відповідно.

Таблиця 1. Результати дослідження механічних властивостей зразків кісткових цементів через 2 години після виготовлення

Матеріал	Показник	Модуль пружності, МПа	Межа міцності, МПа
Palacos R	M ± SD min ÷ max	2542,40 ± 65,55 2441,00 ÷ 2654,00	87,24 ± 3,70 82,49 ÷ 92,13
Palacos fast	M ± SD min ÷ max	2942,50 ± 99,67 2804,00 ÷ 3103,00	105,77 ± 3,19 101,43 ÷ 110,08
Статистична значущість різниці, p		t = -10,606 p = 0,001	t = -12,003 p = 0,001

Таблиця 2. Результати дослідження механічних властивостей зразків кісткових цементів через 2 доби після виготовлення

Матеріал	Показник	Модуль пружності, МПа	Межа міцності, МПа
Palacos R	M ± SD min ÷ max	2642,90 ± 22,93 2602,00 ÷ 2671,00	95,58 ± 4,53 87,65 ÷ 102,11
Palacos fast	M ± SD min ÷ max	3048,93 ± 108,70 2900,20 ÷ 3248,15	116,39 ± 2,85 112,28 ÷ 120,98
Статистична значущість різниці, p		t = -11,558 p = 0,001	t = -12,284 p = 0,001

Таблиця 3. Результати порівняльного аналізу межі міцності зразків кісткових цементів у різні терміни після виготовлення

Матеріал	Межа міцності, МПа		Статистична значущість зміни міцності (різниця середніх, t, p)	Збільшення міцності, %
	Через 2 години	Через 2 доби		
Palacos R	87,24 ± 3,70 82,49 ÷ 92,13	95,58 ± 4,53 87,65 ÷ 102,11	-8,34 ± 1,62 t = -16,322 p = 0,001	9,6 ± 1,8
Palacos fast	105,77 ± 3,19 101,43 ÷ 110,08	116,39 ± 2,85 112,28 ÷ 120,98	-10,62 ± 1,02 t = -32,809 p = 0,001	10,1 ± 1,2

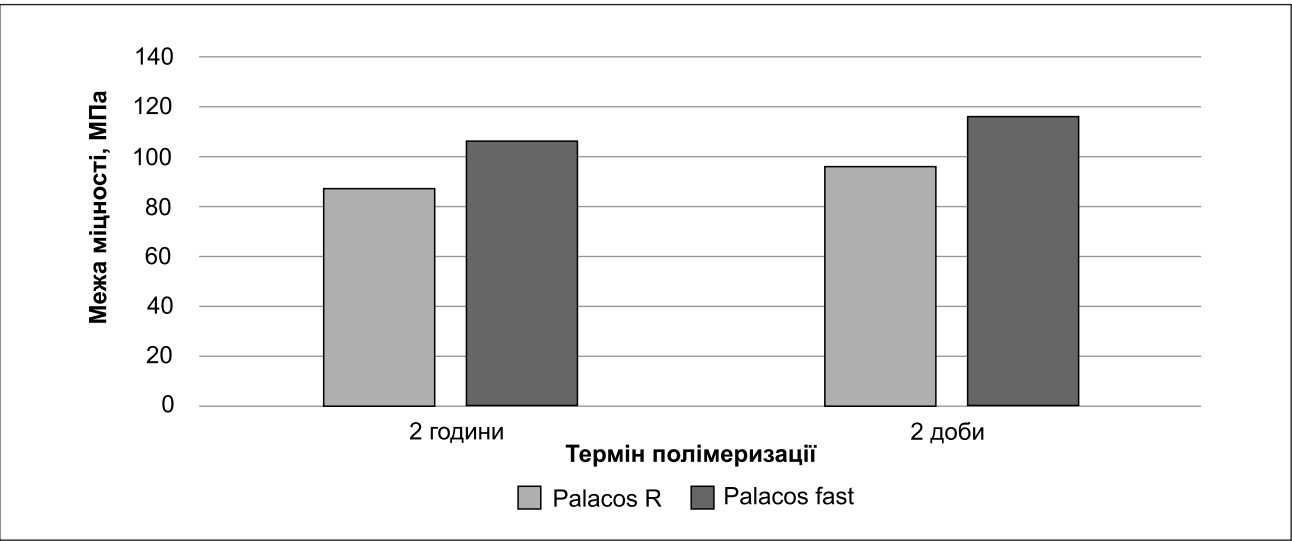
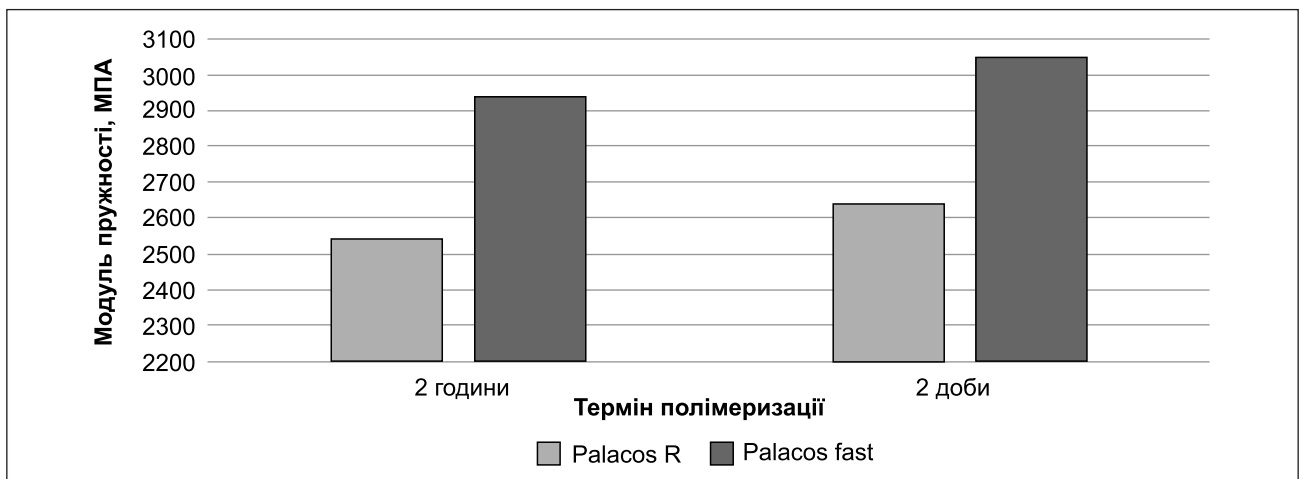


Рисунок 2. Діаграма величини межі міцності зразків кісткових цементів у різні терміни після виготовлення

Таблиця 4. Результати порівняльного аналізу модуля пружності зразків кісткових цементів у різні терміни після виготовлення

Матеріал	Межа міцності, МПа		Статистична значущість зміни міцності (різниця середніх, t, p)	Збільшення міцності, %
	Через 2 години	Через 2 доби		
Palacos R	2542,40 ± 65,55 2441,00 ÷ 2654,00	2642,90 ± 22,93 2602,00 ÷ 2671,00	100,50 ± 63,97 t = 4,968 p = 0,001	4,0 ± 2,6
Palacos fast	2942,50 ± 99,67 2804,00 ÷ 3103,00	3048,93 ± 108,70 2900,20 ÷ 3248,15	106,42 ± 42,27 t = 7,962 p = 0,001	3,5 ± 1,4

**Рисунок 3. Діаграма величини модуля пружності зразків кісткових цементів у різні терміни після виготовлення**

Наочне уявлення про різницю показників межі міцності для обох марок цементу в різні терміни після виготовлення можна отримати за допомогою діаграми, що наведена на рис. 2.

Результати порівняльного аналізу величин модуля пружності зразків кісткових цементів у різні терміни після виготовлення наведені в табл. 4.

Як вдалося визначити в результаті дослідження, величина модуля пружності зразків з обох марок кісткового цементу має статистично значущу ($p = 0,001$) тенденцію до збільшення. У середньому величина модуля пружності для зразків із цементу Palacos R збільшилася на $4,0 \pm 2,6 \%$, із цементу Palacos fast — на $3,5 \pm 1,4 \%$.

Діаграма, наведена на рис. 3, дозволяє наочно уявити різницю величин модуля пружності досліджених зразків кісткових цементів у різні терміни після виготовлення.

Висновки

1. Кістковий цемент Palacos R після закінчення процесу полімеризації має модуль пружності $2542,40 \pm 65,55$ МПа і межу міцності $2441,00 \pm 3,70$ МПа, що статистично значуще нижче ($p = 0,001$) за показники модуля пружності ($2942,50 \pm 99,67$ МПа) і межі міцності ($2804,00 \pm 3,19$ МПа) зразків із цементу Palacos fast.

2. Величини показників межі міцності й модуля пружності зразків кісткових цементів обох досліджених марок мають статистично значущу ($p = 0,001$) тенденцію до збільшення протягом 2 діб, у середньому на $9,6 \pm 10,1 \%$ і $3,5 \pm 4,0 \%$ відповідно.

3. Отримані значення величин модуля пружності й межі міцності кісткових цементів Palacos R і Palacos fast можуть бути використані при математичному моделюванні різних варіантів ортопластики.

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

Список літератури

1. Лоскутов О.А. Прочностные и жесткостные характеристики костного цемента Osteobond®, полимеризованного в условиях операционной. Ортопедия, травматология и протезирование. 2008. № 1. С. 65-69.
2. Лоскутов О.А., Васильченко Е.В., Амбражей М.Ю. Жесткостные и прочностные характеристики различных марок костного цемента на основе полиметилметакрилата и их изменение со временем. Травма. 2014. Т. 15. № 1. С. 114-117.
3. Дігтяр А.В., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д. Експериментальне дослідження міцності кісткового цементу

залежно від вмісту антибіотика. Травма. 2019. 20(1). 88-92. DOI: 10.22141/1608-1706.1.20.2019.158674.

4. Продан А.И., Грунтовский Г.Х., Попов А.И., Карпинский М.Ю., Карпинская Е.Д., Суббота И.А. Биомеханическое обоснование оптимального состава композитного материала для чрескожной вертебропластики. Хирургия позвоночника. 2006. 2. 68-74. DOI: 10.14531/ss2006.2.68-74.

5. Карпинский М.Ю., Суббота И.А., Карпинская Е.Д., Попов А.И. Экспериментально-теоретическое обоснование состава композитного материала для заполнения костных дефектов. Медицина и ... 2008. 3(21).

6. Танькут О.В., Філіпенко В.А., Мезенцев В.О., Арутюнян З.А., Тохтамышев М.О., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Математичне моделювання ендопротезування колінного суглоба зі заповненням дефекту кісток імплантатами з різних матеріалів. Ортопедія, травматологія

и протезирование. 2020. 1. 66-77. DOI: 10.15674/0030-59872020166-77.

7. Вирва О.Є., Головіна Я.О., Карпінський М.Ю., Яресько О.В., Малик Р.В. Дослідження напружено-деформованого стану в системі «імплантат — кістка» на моделі алокомпозитного ендопротеза проксимального відділу стегнової кістки. Травма. 2020. 21(1). 38-48. DOI: 10.22141/1608-1706.1.21.2020.197797.

8. ISO 604:2002. Пластмассы. Определение свойств при сжатии.

9. Наследов А. SPSS 19: профессиональный статистический анализ данных. СПб.: Питер, 2011. 400 с.

Отримано/Received 27.04.2021

Рецензовано/Revised 15.05.2021

Прийнято до друку/Accepted 28.05.2021 ■

Information about authors

Zhuk P.M., National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine; e-mail: dr.petro.zhuk@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0001-7320-8900>.

Matsipura M.M., National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine; e-mail: matsipura09@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-5631-8056>.

Movchaniuk V.O., National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine; e-mail: vadyimovchaniuk@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-7496-9530>.

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

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

Mazur V.P., Vinnytsia City Clinical Emergency Hospital, Vinnytsia, Ukraine; e-mail: valera.mazur@ukr.net; <https://orcid.org/0000-0001-7264-1235>.

Psyk S.S., Vinnytsia City Clinical Emergency Hospital, Vinnytsia, Ukraine; e-mail: sergey_psyuk@i.ua; <https://orcid.org/0000-0002-7600-9971>.

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

P.M. Zhuk¹, M.N. Matsipura¹, V.O. Movchaniuk¹, M.Yu. Karpinskiy², O.D. Karpinska², V.P. Mazur³, S.S. Psyuk³

¹National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine

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

³Vinnytsia City Clinical Emergency Hospital, Vinnytsia, Ukraine

Experimental study of the mechanical properties of Palacos bone cements

Abstract. Background. Currently, bone cements are widely used in orthopedics. The range of prescriptions for bone cement use is very large, and requires different qualities depending on the purpose. Therefore, researchers are forced to conduct their own investigations to study the mechanical properties of bone cements. The purpose was to determine in the experiment the value of an elastic modulus and ultimate strength of Palacos bone cements for further use in mathematical models of osteosynthesis and arthroplasty. **Materials and methods.** Samples of two brands of cement, Palacos R and Palacos fast, were examined. Samples with a diameter of 5 mm and a length of 10 mm were made from each type of cement. The study was carried out 2 hours and 2 days after polymerization. At each stage, 10 cement samples of each type were tested for compression. **Results.** After 2 hours of polymerization, the Palacos fast samples had a statistically significant advantage in terms of the tensile strength, which was 105.77 ± 3.19 MPa, over the Palacos R — 87.24 ± 3.70 MPa. The higher elastic modulus for Palacos fast samples — $2,942.50 \pm 99.67$ MPa compared to Palacos R — $82,542.40 \pm 65.55$ MPa turned out to be statistically significant. Two days after fabrication, the strength characteristics of bone cements changed upward. Thus, the ultimate strength of Palacos fast

samples was determined within 116.39 ± 2.85 MPa, which is statistically significant higher than for Palacos R samples for which this indicator was within 95.58 ± 4.53 MPa. Similar tendencies were characteristic of an elastic modulus, which amounted to $3,048.93 \pm 108.70$ MPa for Palacos fast and $2,642.90 \pm 22.93$ MPa — for Palacos R samples. The value of the elastic modulus for both brands of bone cement has a statistically significant tendency to increase. On average, an elastic modulus for Palacos R cement increased by 4.0 ± 2.6 %, for Palacos fast samples — by 3.5 ± 1.4 %. **Conclusions.** Palacos R bone cement by the end of the polymerization process has an elastic modulus of $2,542.40 \pm 65.55$ MPa and a tensile strength of 87.24 ± 3.70 MPa, which is statistically significant lower ($p = 0.001$) than thereof Palacos fast cement ($2,942.50 \pm 99.67$ MPa and 105.77 ± 3.19 MPa, respectively). The indicators of the tensile strength and elastic modulus of the samples of bone cement of both studied brands have a statistically significant ($p = 0.001$) tendency to increase within 2 days, on average by 9.6 ± 10.1 % and 3.5 ± 4.0 %, respectively. The obtained elastic modulus and ultimate strength of Palacos R and Palacos fast bone cements can be used for mathematical modeling of various types of arthroplasty.

Keywords: bone cement; elastic modulus; compressive strength

Проценко В.В.¹, Бур'янов О.А.², Бішталі Обада², Солоніцин Є.О.¹

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

²Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця МОЗ України, м. Київ, Україна

Особливості ендопротезування суглобів і кісток при метастатичних пухлинах

Резюме. У статті наводяться результати ендопротезування суглобів і кісток у 19 пацієнтів з метастатичними пухлинами кістки. У результаті ендопротезування суглобів і кісток при метастатичних пухлинах кісток ускладнення спостерігалися у 4 (21,1 %) пацієнтів і рецидиви пухлини — у 2 (10,5 %) хворих. У передопераційному періоді 19 пацієнтам було проведено курс дистанційної променевої терапії до сумарної осередкової дози 40 Грей при разовій осередковій дозі 2–2,5 Грей. Також усі хворі отримували курси передопераційної поліхіміотерапії згідно з першоджерелом пухлини, а при гормонозалежних пухлинах — гормонотерапію. Залежно від конкретних анатомо-функціональних змін застосовувалися спеціальні конструкції імплантів, інструментарія та методичні прийоми, що доповнювали стандартну техніку операцій. При ендопротезуванні кісток і суглобів дотримувалися основних принципів онкохірургії — футлярності та абластичності, видалення одним блоком зони біопсії. При ендопротезуванні використовували цементний тип фіксації ендопротеза. Для адекватного формування м'язового футляра ендопротеза проводили пластичний етап операції, що дозволяв адекватно вкрити встановлений ендопротез і тим самим зменшити ризик розвитку інфекційних ускладнень. Як пластичний матеріал застосовували як переміщені, так і вільні васкуляризовані шкірно-м'язові клапти на мікросудинних анастомозах. З метою обмеження контакту металевої частини ендопротеза з прилеглими тканинами та з метою реконструкції сухожильно-зв'язкового апарату застосовували трубку з поліетилентетрафталату, до неї підшивалися резецьовані м'язи та сухожилля, що дозволяло більш повно відновити функцію суглоба. Функція кінцівки за шкалою MSTIS після ендопротезування суглобів становила від 70 до 92 %, також підвищилася якість життя хворих до 70–75 балів.

Ключові слова: ендопротезування; суглоб; метастатичні пухлини кісток; функція; опороспроможність; кінцівка; якість життя

Вступ

За даними літератури, метастатичне ураження скелета є третьою за частотою локалізацією після метастатичного ураження легенів і печінки. Причому в скелеті ураження хребта злоякісними пухлинами зустрічається у 70 % хворих, кісток таза і кінцівок — у 40 %, ділянки кульшового суглоба — у 25 % [1, 2]. Ризик патологічних переломів у довгих трубчастих кістках корелює зі ступенем деструкції кортикального шару. Перелом стає можливим при ураженні кортикального шару більше ніж на 50 % [3, 4]. Патологічні переломи, що вимагають хірургічного лікування, зустрічаються у 9 % хворих з метастазами в кістки [5]. У літературі повідомляється, що головними показаннями до хірургічного лікування метастатичного ураження кісток є солітарні метаста-

зи, явний больовий синдром, патологічний перелом або загроза його виникнення, але застосування тільки хірургічних методів лікування призводить до 45,6 % рецидивів пухлини [6–8]. Хірургічне лікування, що є паліативним методом в комбінованій терапії метастазів у кістки, відіграє важливу роль в адаптації хворих і полегшує їм проведення подальшого лікування [9, 10]. На даний час у світовій онкоортопедії хірургічні методи метастатичного ураження кісток представлені ендопротезуванням, інтрамедулярним і накістковим остеосинтезом, кюретажем пухлини з використанням кісткового цементу, черезкістковим позавогнищевим остеосинтезом і стабілізуючими оперативними втручаннями на хребті [11–14]. Ендопротезування суглобів практично завжди обґрунтоване й є методом вибору

при метастатичному ураженні суглобових сегментів кістки, але використання ендопротезів, що заміщують 2/3 або цілу кістку при ураженні діяфіза кістки [15, 16], дуже травматичне і виправдане тільки при солітарних метастазах, коли воно спрямоване на лікування хворого. Виконання ендопротезування при пухлинах кісток — завжди складне завдання, яке залежить від морфологічної структури пухлини, її розмірів, залучення в пухлинний процес оточуючих м'яких тканин і судинно-нервових сплетінь, реакції організму хворого на встановлений ендопротез та інших факторів [17]. У літературі повідомляється, що при ендопротезуванні суглобів з приводу пухлин кісток застосовувалися модульні ендопротези різних конструкцій, як з цементним, так і безцементним типом фіксації [18, 19]. Після проведення хірургічного лікування при метастатичному ураженні довгих трубчастих кісток вдається поліпшити опороспроможність і функцію кінцівки, покращити якість життя хворих [20, 21]. Застосування ендопротезування в хірургії пухлин кісток, а також нових схем протипухлинної хіміотерапії дозволило покращити безпосередні та віддалені результати лікування й підвищити трирічну та п'ятирічну виживаність даної категорії хворих [22]. У нашій роботі ми показали випадки ендопротезування кісток і суглобів при метастатичному ураженні кісток.

Матеріали та методи

У клінічному відділі ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України» виконано 19 органозберігаючих операцій в обсязі сегментарної резекції з наступним ендопротезуванням суглобів і діяфізів кісток при метастатичному ураженні. Середній вік хворих

становив $48,6 \pm 1,6$ року (від 35 до 76 років), жінок було 14 (73,7 %), чоловіків — 5 (26,3 %). У 13 пацієнтів застосовані індивідуальні онкологічні ендопротези НВО «Інмед» (Україна), у 4 — фірми «Valdemar Link» (Німеччина), в 1 — «Beznoska» (Чехія), в 1 — «ImplantCast» (Німеччина). У табл. 1 наведені морфологічні форми пухлин, що зустрічалися.

У табл. 2 наведені локалізація та кількість випадків при ендопротезуванні суглобів і кісток.

Передопераційне обстеження включало клініко-рентгенологічне (при необхідності комп'ютерну томографію (КТ), магнітно-резонансну томографію (МРТ)) обстеження, обов'язково проводилась трепан- або відкрита біопсія ураженого сегмента кістки з метою верифікації процесу, а також розрахунок протяжності резекції сегмента кістки та розрахунок розмірів ендопротеза за даними рентгенографії, КТ або МРТ ураженої кістки. Усім 19 пацієнтам у передопераційному періоді було проведено курс дистанційної променевої терапії до сумарної осередкової дози 40 Грей при разовій осередковій дозі 2–2,5 Грей. Променева терапія була показана при метастатичних пухлинах кісток у зв'язку з тим, що ці пухлини, за даними експериментально-клінічного дослідження, чутливі до променевої терапії. Також усі хворі отримували курси передопераційної поліхіміотерапії згідно з першоджерелом пухлини, а при гормонозалежних пухлинах — гормонотерапію. Абластичне видалення пухлини суглобового сегмента понукало виконувати широку резекцію новоутворення. При ендопротезуванні кісток і суглобів дотримувалися основних принципів онкохірургії — футлярності та абластичності, видалення одним блоком зони біопсії, виконували адекватну м'язову

Таблиця 1. Морфологічні форми пухлин

Морфологічні форми пухлин	Кількість випадків	%
Метастаз пухлини молочної залози	9	47,3
Метастаз пухлини нирки	6	31,6
Метастаз пухлини легені	2	10,5
Метастаз пухлини матки	1	5,3
Метастаз пухлини слинної залози	1	5,3
Усього	19	100

Таблиця 2. Локалізація й кількість випадків при ендопротезуванні суглобів і кісток

Морфологічні форми пухлин	Кількість випадків	%
Кульшовий суглоб	7	36,8
Ліктьовий суглоб	5	26,3
Плечовий суглоб	3	15,8
Діафіз плечової кістки	2	10,5
Колінний суглоб	1	5,3
Діафіз стегнової кістки	1	5,3
Усього	19	100

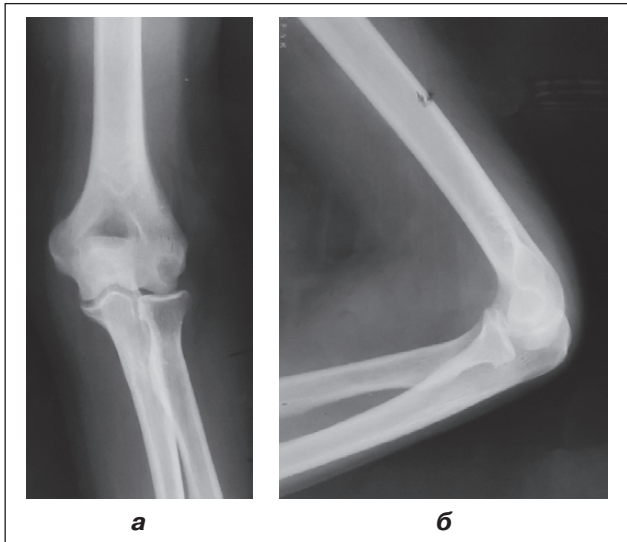


Рисунок 1. Фотовідбитки рентгенограм хворої К. з метастатичною пухлиною дистального відділу плечової кістки

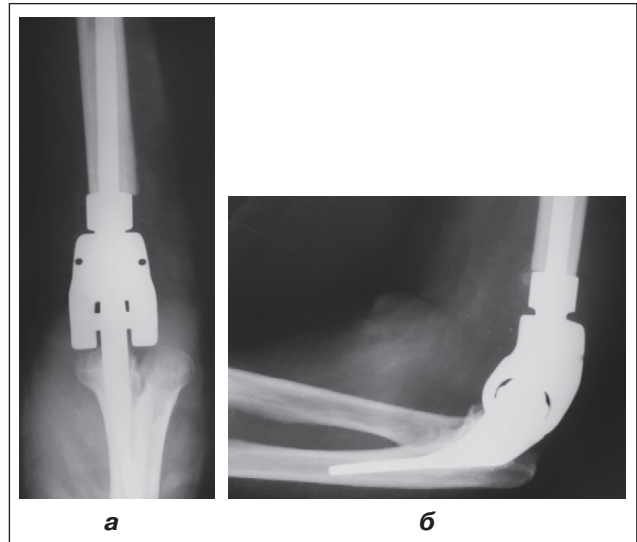


Рисунок 2. Фотовідбитки рентгенограм хворої К., стан після резекції дистального відділу плечової кістки з метастатичною пухлиною та ендопротезування ліктьового суглоба

пластику, закриваючи ендопротез м'якими тканинами для зменшення ризику інфікування. Залежно від конкретних анатомо-функціональних змін застосовувалися спеціальні конструкції імплантів, інструментарія та методичні прийоми, що доповнювали стандартну техніку операцій. При ендопротезуванні використовували цементний тип фіксації ендопротеза. Одним з протипоказань при ендопротезуванні є неможливість адекватного формування м'язового футляра імпланта, оскільки це збільшує ризик інфекційних ускладнень і тим самим погіршує функціональні результати кінцівки. Для вирішення цієї проблеми ми проводили пластичний етап операції, що дозволяє адекватно вкрити встановлений ендопротез і тим самим зменшити ризик розвитку інфекційних ускладнень. Як пластичний матеріал ми застосовували як переміщені, так і вільні васкуляризовані клапти на мікросудинних анастомозах. У всіх 19 пацієнтів з метою обмеження контакту металевої частини ендопротеза з прилеглими тканинами та з метою реконструкції сухожильно-зв'язкового апарату ми застосовували трубку з поліетилентетрафталату фірми «ImplantCast» (Німеччина), до неї підшивалися резеційовані м'язи та сухожилля, що дозволяло більш повно відновити функцію суглоба. Результати функціональної активності прооперованого відділу скелета визначалися нами за шкалою MSTS (Musculoskeletal Tumor Society). Якість життя визначали за опитувальником EORTC-QLQ-C30 (у балах). Вживаність пацієнтів оцінена методом Каплана — Мейєра.

Результати

У результаті ендопротезування суглобів і кісток при метастатичному ураженні ускладнення спостерігалися у 4 (21,1 %) пацієнтів. Серед ускладнень: асептичне розхитування ніжки ендопротеза у 2 пацієнтів після

ендопротезування ліктьового суглоба та в 1 пацієнта — після ендопротезування діафіза плечової кістки. Інфекційні ускладнення спостерігалися в 1 пацієнта після ендопротезування колінного суглоба.

При асептичному розхитуванні ніжки ендопротеза виконували реендопротезування. При інфекційному ускладненні, незважаючи на проведення консервативного та хірургічного лікування, нам не вдалося ліквідувати інфекцію, тому виконали ампутацію нижньої кінцівки на рівні верхньої третини стегна.

Рецидиви пухлини спостерігалися у 2 (10,5 %) хворих після ендопротезування ліктьового суглоба та в 1 пацієнта — після ендопротезування плечового суглоба, виконано в 1 випадку екзартикуляцію верхньої кінцівки в плечовому суглобі, в іншому випадку — ампутацію верхньої кінцівки в верхній третині плеча.

Приклади з практики

Хвора К., 50 років, надійшла до відділення з діагнозом «метастаз раку слинної залози в дистальний відділ лівої плечової кістки, стан після комбінованого лікування (передопераційна поліхіміотерапія та променева терапія), кл. гр. II». 23.03.2021 року хворій виконана операція в обсязі резекції дистального відділу плечової кістки з пухлиною та ендопротезування ліктьового суглоба ендопротезом фірми «Inmed» (Україна). На рис. 1 наведені фотовідбитки рентгенограм хворої К. з метастатичною пухлиною дистального відділу плечової кістки. На рис. 2 — фотовідбитки рентгенограм хворої К., стан після резекції дистального відділу плечової кістки з метастатичною пухлиною та ендопротезування ліктьового суглоба.

Хворий П., 62 років, надійшов до відділення з діагнозом «метастаз раку нирки в дистальний відділ правої стегнової кістки, стан після комплексного лі-

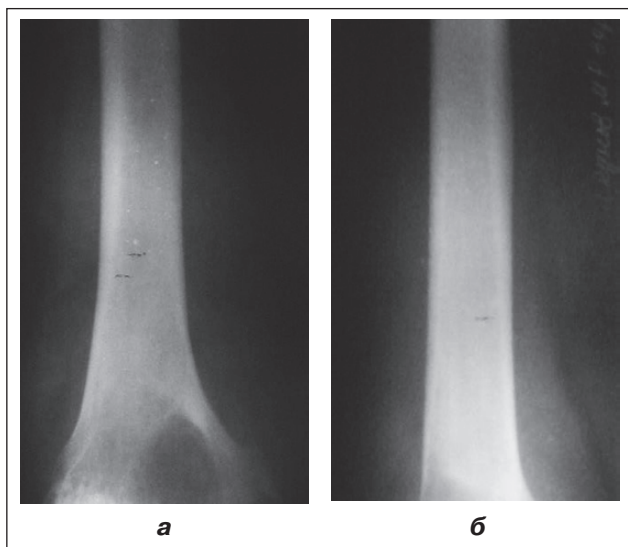


Рисунок 3. Фотовідбитки рентгенограм хворого П. з метастатичною пухлиною дистального відділу стегнової кістки

кування (передопераційна променева терапія та поліхіміотерапія, бісфосфонати, імунотерапія, гормонотерапія)». 01.02.2021 року хворому виконана операція в обсязі сегментарної резекції дистального відділу правої стегнової кістки та ендопротезування колінного суглоба ендопротезом фірми «Beznoska» (Чехія). На рис. 3 наведені фотовідбитки рентгенограм хворого П. з метастатичною пухлиною дистального відділу стегнової кістки. На рис. 4 — фотовідбитки рентгенограм хворого П., стан після резекції дистального відділу стегнової кістки з метастатичною пухлиною та ендопротезування колінного суглоба.

Функція кінцівки за шкалою MSTS становила після ендопротезування плечового суглоба 70 %, діафіза плечової кістки — 92 %, ліктьового суглоба — 75 %, кульшового суглоба — 80 %, діафіза стегнової кістки — 90 %, колінного суглоба — 88 %.

Якість життя хворих за опитувальником EORTC QLQ-30 становила 20–30 балів до ендопротезування і підвищилась в середньому до 70–75 балів після ендопротезування. Трирічна загальна виживаність пацієнтів становила $42,3 \pm 8,7$ %, п'ятирічна загальна виживаність пацієнтів — $22,2 \pm 8,5$ %.

Обговорення

Лікування хворих з метастатичними пухлинами довгих кісток кінцівок є складною проблемою клінічної онкоортопедії, що обумовлене несвоєчасною діагностикою, агресивним перебігом процесу, низькими показниками виживаності хворих, а також інвалідизацією пацієнтів у випадках втрати кінцівки. Лікувальна тактика у пацієнтів з метастатичним ураженням кісток визначалася в першу чергу загальним станом пацієнта, наявністю метастазів в інших органах і системах. Ту чи іншу ортопедичну тактику визначали: поодинокий метастаз в довгу кістку, наявність мно-

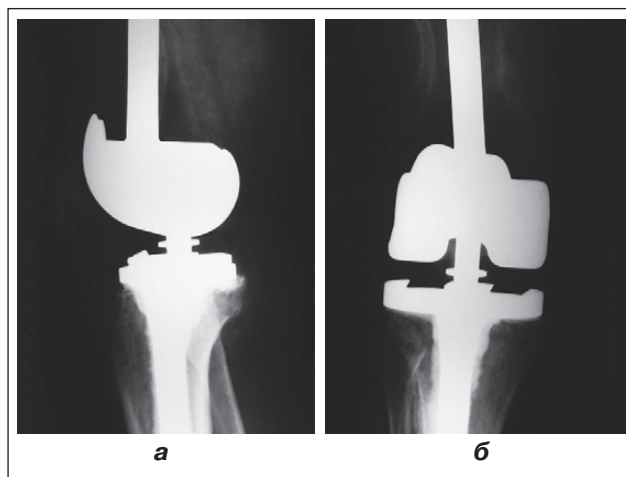


Рисунок 4. Фотовідбитки рентгенограм хворого П., стан після резекції дистального відділу стегнової кістки з метастатичною пухлиною та ендопротезування колінного суглоба

жинних метастазів у кістках або вісцеральних органах (легенях, печінці, головному мозку), локалізації метастатичного вогнища в кістці і залучення в процес навколишніх м'яких тканин, нервів, судин. У всіх хворих з метастатичними ураженнями довгої кістки хірургічне втручання було одним з етапів комплексного лікування, що включало в себе променеву терапію, хіміотерапію, гормонотерапію, імунотерапію. Променева терапія з успіхом застосовується при лікуванні багатьох злоякісних новоутворень різної локалізації. Основну масу становлять хворі з метастатичним ураженням кісток, які страждають від болювого синдрому і в яких проведення променевої терапії призводить до зменшення або зникнення болю [12]. За даними літератури, завдяки опроміненню часткового ефекту вдається досягти у 60–80 %, а повного знеболювання — у 15–40 % пацієнтів [6]. Крім того, при метастатичних ураженнях кісток, що супроводжуються м'якотканним компонентом, проводиться більш широка резекція оточуючих пухлину м'яких тканин, що вимагає застосування окремих видів коригуючих шкірно-пластичних операцій [10]. Коли є показання до ендопротезування суглобів, саме стан навколосуглобових покривних тканин і м'яких тканин, що глибоко залягають, виявляється тим чинником, що майже повністю визначає успіх, а іноді й саму можливість проведення цієї операції. У цілому отримані нами результати вказують на те, що у пацієнтів, які потребують ендопротезування суглобів, застосування пластичних методик при дефіциті м'яких тканин сприяє зменшенню кількості післяопераційних ускладнень і рецидивів пухлини. Слід зазначити, що з підвищенням ефективності комбінованого лікування метастатичних пухлин кісток збільшилася тривалість життя хворих [9]. Таким чином, покращання результатів лікування хворих з метастатичними пухлинами кісток

пов'язане з дотриманням асептики та асептики під час ендопротезування, удосконаленням конструкцій ендопротезів і техніки їх встановлення, стану оточуючих суглобів тканин. Ендопротезування при метастатичному ураженні кісток в комплексі з іншими методами лікування забезпечує відновлення функції та опороспроможності кінцівки й підвищує якість життя хворого.

Висновки

1. У результаті ендопротезування суглобів і кісток при метастатичних пухлинах кісток ускладнення спостерігалися у 4 (21,1 %) пацієнтів та рецидиви пухлин — у 2 (10,5 %) хворих.

2. Пластичні методи при дефіциті м'яких тканин дозволили розширити показання до проведення ендопротезування суглобів і кісток при метастатичних пухлинах кісток, що дозволило зменшити кількість післяопераційних ускладнень у ложі ендопротеза.

3. Проведення в передопераційному періоді променевої терапії на метастатичну пухлину кістки дозволило зменшити кількість рецидивів пухлини в післяопераційному періоді.

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

Список літератури

- García Carretero R., Romero Brugera M., Rebollo-Aparicio N., El Bouayadi Mohamed L. Primary bone metastasis as first manifestation of an unknown primary tumour. *BMJ Case Rep.* 2015 Sep 3. 2015. bcr2015211302. doi: 10.1136/bcr-2015-211302. PMID: 26338244; PMCID: PMC4567768.
- Asdourian P.L. Metastatic disease of the spine. *The Textbook of spinal surgery.* 2nd ed. Philadelphia, 1997. 2007-2048.
- Van der Linden Y.M., Dijkstra P.D., Kroon H.M., Lok J.J., Noordijk E.M., Leer J.W., Marijn C.A. Comparative analysis of risk factors for pathological fracture with femoral metastases. *J. Bone Joint Surg. Br.* 2004 May. 86(4). 566-73. PMID: 15174555.
- Mirels H. Metastatic disease in long bones. A proposed scoring system for diagnosing impending pathologic fractures. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1989 Dec. (249). 256-64. PMID: 2684463.
- Алиев М.Д., Тепляков В.В., Калистов В.Е., Валиев А.К., Карпенко В.Ю., Трапезников Н.Н. Современные подходы к хирургическому лечению метастазов злокачественных опухолей в кости. *Практическая онкология: избранные лекции.* СПб., 2004. 738-748.
- Argentiero A., Solimando A.G., Brunetti O., Calabrese A., Pantano F., Iuliani M., Santini D., Silvestris N., Vacca A. Skeletal Metastases of Unknown Primary: Biological Landscape and Clinical Overview. *Cancers (Basel).* 2019 Aug 29. 11(9). 1270. doi: 10.3390/cancers11091270. PMID: 31470608; PMCID: PMC6770264.
- Kask G., Nieminen J., Parry M.C., van Iterson V., Pakarinen T.K., Ratasvuori M., Laitinen M.K. Revision rate of reconstructions in surgically treated diaphyseal metastases of bone. *Eur. J. Surg. Oncol.* 2019 Dec. 45(12). 2424-2430. doi: 10.1016/j.ejso.2019.05.021. Epub 2019 May 21. PMID: 31133372.
- Liska F., Schmitz P., Harrasser N., Prodinger P., Rechl H., von Eisenhart-Rothe R. Metastasen der Extremitäten: Übersicht über operative Versorgungsstrategien [Metastatic disease in long bones: Review of surgical treatment options]. *Unfallchirurg.* 2018 Jan. 121(1). 37-46. German. doi: 10.1007/s00113-016-0282-1. PMID: 27904933.
- Cheung F.H. The practicing orthopedic surgeon's guide to managing long bone metastases. *Orthop. Clin. North Am.* 2014 Jan. 45(1). 109-19. doi: 10.1016/j.ocl.2013.09.003. Epub 2013 Oct 31. PMID: 24267212.
- Солоницын Е.А., Климовицкий Ф.В., Проценко В.В. Метастазы анонимного рака в длинные кости конечностей: подходы к обследованию и лечению. *Травма.* 2017. 18(1). 97-102. doi: 10.22141/1608-1706.1.18.2017.95597.
- Rath B., Tingart M., Migliorini F., Eschweiler J., Zureik R., Harges J. Differenzierte Therapiestrategien bei Knochenmetastasen der Extremitäten [Differentiated treatment strategies for bone metastases of the extremities]. *Orthopäde.* 2019 Sep. 48(9). 752-759. German. doi: 10.1007/s00132-019-03791-w. PMID: 31444515.
- Выва О.Е., Головина Я.А., Головина О.А., Мамлык П.В. Дифференцированный подход к лечению больных с метастатическим поражением длинных костей конечностей. *Клиническая онкология.* 2012. № 1. 43-48. Режим доступа: http://nbuv.gov.ua/UJRN/klinonk_2012_1_9.
- Zhao J., Xu M., Zheng K., Yu X. Limb salvage surgery with joint preservation for malignant humeral bone tumors: operative procedures and clinical application. *BMC Surg.* 2019 May 30. 19(1). 57. doi: 10.1186/s12893-019-0519-3. PMID: 31146705; PMCID: PMC6543608.
- Angelini A., Trovarelli G., Berizzi A., Pala E., Breda A., Maraldi M., Ruggieri P. Treatment of pathologic fractures of the proximal femur. *Injury.* 2018 Nov. 49(3). S77-S83. doi: 10.1016/j.injury.2018.09.044. PMID: 30415673.
- Tanaka A., Katagiri H., Murata H., Wasa J., Miyagi M., Honda Y., Takahashi M. Surgery for femoral metastases. *Bone Joint J.* 2020 Mar. 102-B(3). 285-292. doi: 10.1302/0301-620X.102B3.BJJ-2019-0976.R1. PMID: 32114815.
- Anract P., Biau D., Boudou-Rouquette P. Metastatic fractures of long limb bones. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* 2017 Feb. 103(1S). S41-S51. doi: 10.1016/j.otsr.2016.11.001. Epub 2017 Jan 11. PMID: 28089230.
- Lenze U., Knebel C., Lenze F. et al. Endoprothetischer Totalersatz von Femur, Humerus und Tibia. *Orthopäde.* 2019. 48. 555-562. doi: 10.1007/s00132-019-03762-1.
- Windhager R. CORR Insights®: Outcomes of a Modular Intercalary Endoprosthesis as Treatment for Segmental Defects of the Femur, Tibia, and Humerus. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2016 Feb. 474(2). 549-50. doi: 10.1007/s11999-015-4635-9. Epub 2015 Nov 19. PMID: 26584801; PMCID: PMC4709279.
- Проценко В.В., Дуда Б.С. Переваги модульного ендопротезування колінного суглоба у хворих із пухлинами кісток. *Онкологія.* 2015. 17(2). 129-133. http://nbuv.gov.ua/UJRN/OL_2015_17_2_11.
- Guzik G. Oncological and functional results after surgical treatment of bone metastases at the proximal femur. *BMC*

Surg. 2018 Jan 25. 18(1). 5. doi: 10.1186/s12893-018-0336-0. PMID: 29370790; PMCID: PMC5784608.

21. Nilsson J., Gustafson P. Surgery for metastatic lesions of the femur: good outcome after 245 operations in 216 patients. *Injury.* 2008 Apr. 39(4). 404-10. doi: 10.1016/j.injury.2007.07.006. Epub 2007 Nov 9. PMID: 17996870.

22. Ferreira S., Dormehl I., Botelho M.F. Radiopharmaceuticals for bone metastasis therapy and beyond: a vo-

yage from the past to the present and a look to the future. *Cancer Biother. Radiopharm.* 2012 Nov. 27(9). 535-51. doi: 10.1089/cbr.2012.1258. Epub 2012 Oct 17. PMID: 23075374.

Отримано/Received 15.05.2021

Рецензовано/Revised 28.05.2021

Прийнято до друку/Accepted 15.06.2021 ■

V.V. Protsenko¹, O.A. Buryanov², Obada Bishtawi², Y.O. Solonitsyn¹

¹Institute of Traumatology and Orthopedics of the NAMS of Ukraine, Kyiv, Ukraine

²Bogomolets National Medical University of MH of Ukraine, Kyiv, Ukraine

Characteristics of endoprosthesis replacement of bones and joints in patients with metastatic lesions

Abstract. The article presents the results of endoprosthesis replacement of joints and bones in 19 patients with bone metastasis. The complications resulted from endoprosthesis replacement of joints and bones in cases of bone metastasis were observed in 4 (21.1 %) patients, and tumor recurrences were observed in 2 (10.5 %) patients. In the preoperative period, 19 patients underwent courses of external beam radiotherapy with a total radiation dose (TRD) of 40 Gray, with a single mediated dose (SMD) of 2–2.5 Gray. Also, all patients received preoperative multiagent chemotherapy treatment cycles depending on the primary source of the tumor, and in cases of hormone-dependent tumors, the patients received hormone therapy. Depending on the specific anatomical and functional changes, special implant designs, tools, and techniques were used, which complemented the standard technique of operations. The basic principles of oncosurgery have been adhered to during endoprosthesis replacement of joints and bones, i.e. standard principles of resection and ablastics, removing en bloc

of a biopsy area. In endoprosthesis replacement, a cement type of endoprosthesis fixation was used. For an adequate formation of the muscle envelope of the endoprosthesis, a plastic stage of the operation was performed, which allowed to adequately cover the installed endoprosthesis, and thus, reduce the risk of infectious complications. Both displaced and free vascularized musculocutaneous flaps on microvascular anastomoses were used as plastic material. To limit the contact of the metal part of the endoprosthesis with the surrounding tissues and to reconstruct the tendon ligamentous apparatus, a tube of polyethylene tetraphthalate was used, resected tendon and muscles were sutured to it, which allowed to more fully restore joint action. The functioning of extremity according to the MSTS scale after endoprosthesis replacement of joints ranged from 70 to 92 %, and also the quality of life of patients improved up to 70–75 points.

Keywords: endoprosthesis replacement; joint; bone metastasis; functioning; support ability; extremity; quality of life

Турчин О.А.¹, Пятковський В.М.¹, Омельченко Т.М.², Лябах А.П.¹

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

²НМУ ім. О.О. Богомольця, м. Київ, Україна

Діагностика тарзальних коаліцій

Резюме. Тарзальні коаліції (ТК) — аномальне з'єднання кісток заднього відділу стопи вродженого характеру, що трапляється у 1–13 % всієї популяції. Стаття присвячена висвітленню особливостей клінічної та інструментальної діагностики ТК за даними літератури. Основними клінічними проявами є больовий синдром у проекції підтаранного суглоба, ригідна плоска стопа, можливий «хибний» спазм сухожилків малоомілкових м'язів. Рентгенологічна картина ТК включає прямі та непрямі ознаки. Для верифікації кісткової коаліції показана КТ, у випадках хрящової та фіброзної — МРТ. Незважаючи на достатньо давню історію вивчення проблеми, діагностика ТК лишається актуальним питанням і зараз. Труднощі діагностики патології пов'язані з недостатньою обізнаністю лікарів із клінічною та рентгенологічною картиною ТК. Класичне ортопедичне обстеження та настороженість щодо можливої ТК дозволять вчасно виявити патологію та уникнути невідповідного лікування. Застосування сучасних методів візуалізації, таких як КТ та МРТ, сприяє підвищенню та точності діагностики ТК.

Ключові слова: тарзальна коаліція; стопа; задній відділ стопи; КТ; МРТ

Тарзальні коаліції (ТК) (tarsal coalition, tarsal synostosis, tarsal dysostosis, tarsal bar) — аномальне з'єднання кісток заднього відділу стопи вродженого характеру, що є кістковим (синостоз), хрящовим (синхондроз) та фіброзним (синдесмоз) зрощенням [1]. Згідно з МКХ-10, займає позицію Q66.8: Інші вроджені деформації стопи. Поширеність патології, за даними різних авторів, становить від 1 до 13 % усієї популяції [2, 3]. Доведений автосомно-домінантний тип успадкування з високою пенетрантністю ознаки [4]. Нині встановлено, що етіологічним чинником ТК є порушення сегментації примітивної мезенхіми, про що вперше здогадався Н. Lebourg [5]. Двобічне ураження спостерігають у 50 % випадків. Згідно з даними літератури, ТК частіше трапляються у хлопчиків [6]. ТК класифікують за локалізацією, протяжністю зрощення, видом тканини аномального зрощення та клінічними проявами [1, 3, 4]. За локалізацією розрізняють позасуглобові ТК, до яких зараховують п'яtkово-човноподібну та кубоподібно-човноподібну коаліції; внутрішньосуглобові, серед яких виділяють таранно-п'яtkову коаліцію, за якої можливе злиття середньої, задньої або передньої фасетки; та комбіновані ТК, такі як таранно-човноподібна, човноподібно-кли-

ноподібна, п'яtkово-кубоподібна [1–4]. До 50 % випадків трапляється п'яtkово-човноподібна ТК [4, 6]. Таранно-п'яtkову коаліцію, за даними літератури, виявляють у 45 % випадків [2, 4, 6].

Перше анатомічне описання ТК належить G. Bufon, яке він зробив ще до відкриття рентгенівських променів [7]. Рентгенологічна картина ТК була вперше описана французьким ортопедом E. Kermisson в 1898 році [8]. Згодом було встановлено зв'язок ТК і ригідної плоскої стопи, що отримало назву peroneal spastic flatfoot [9].

Слід зауважити, що ця патологія майже не висвітлена у сучасній вітчизняній літературі, що обумовлює недостатню обізнаність лікарів та низку діагностично-лікувальних помилок. На пострадянському терені класична рентгенологія користується терміном «конкресценція», маючи на увазі кісткове злиття.

Здебільшого перебіг ТК безсимптомний, такі варіанти є випадковою рентгенологічною знахідкою. Дебют клінічної симптоматики пов'язаний з підвищенням фізичним навантаженням або травмою у віці 9–17 років, при цьому пік захворюваності припадає на 10–14 років, коли патологічне з'єднання починає впливати на рухливість стопи [4, 10]. До



Рисунок 1. Спазм сухожильків малогомілкових м'язів у хлопчика 10 років із правобічною таранно-п'ятковою ТК

моменту осифікації ТК можна виявити обмеження рухів у суглобах стопи та тенденцію до ригідної вальгусної деформації заднього відділу. Це так звані симптоматичні ТК, які проявляються больовим синдромом різного ступеня вираженості в проекції підтаранного суглоба. Осифікація ТК супроводжується прогресуванням ригідної плоскої деформації стопи. Іншою непостійною ознакою, за даними більшості дослідників, може бути «хибний» спазм сухожильків малогомілкових м'язів, іноді дуже болючий (рис. 1) [1, 4, 10]. Термін «спазм» застосовують у зв'язку з вторинною ретракцією сухожильків малогомілкових м'язів, яка обумовлена компенсаторними змінами біомеханіки заднього відділу стопи на тлі ТК [2, 6, 10].

Питання діагностики та лікування ТК у дітей та підлітків набуває особливої актуальності через хибну популяризацію процедури корекційного латерального артроерезису підтаранного суглоба із застосуванням гвинтів, що призводить до негативних результатів в обраної категорії пацієнтів [2, 4, 10].

Рентгенографія стоп при навантаженні у стандартних проекціях дозволяє запідозрити наявність ТК. Застосування додаткової косої латеральної під кутом 45° проекції, запропоноване Slomann, є корисним для верифікації п'ятково-човноподібного зрощення (рис. 2А) [11].

Для виявлення таранно-п'яткового зрощення рекомендована спеціальна аксіальна проекція п'яткової кістки за Harris-Beath, яка дозволяє візу-

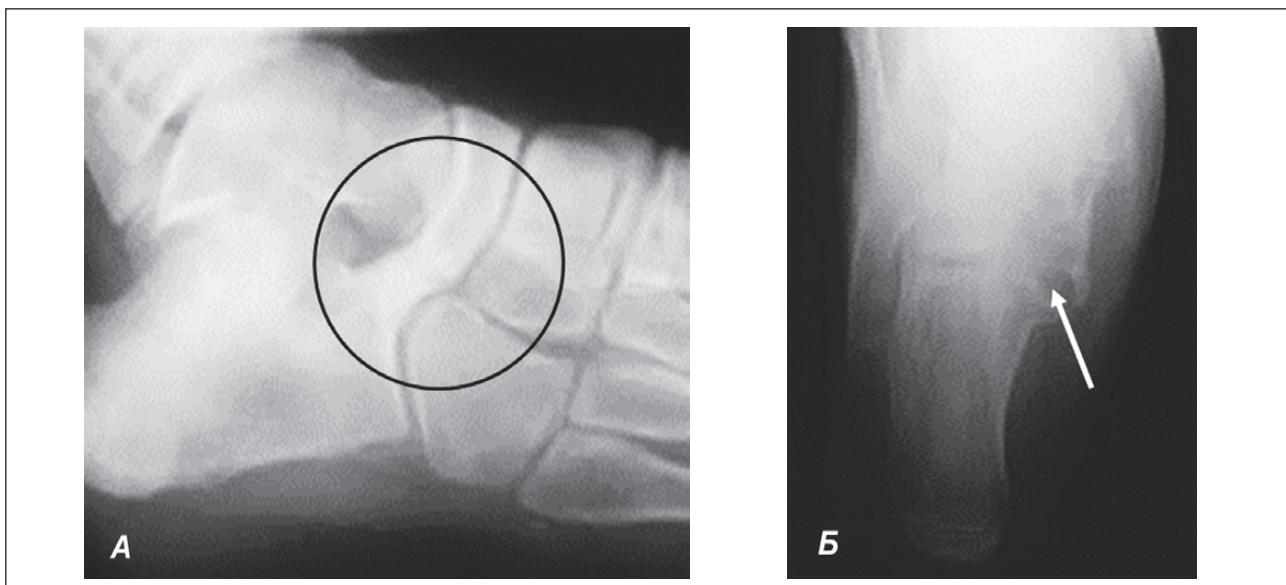


Рисунок 2. А — рентгенограма пацієнта з п'ятково-човноподібною коаліцією, латеральна проекція за Slomann; Б — аксіальна проекція п'яткової кістки за Harris-Beath для виявлення таранно-п'яткової ТК

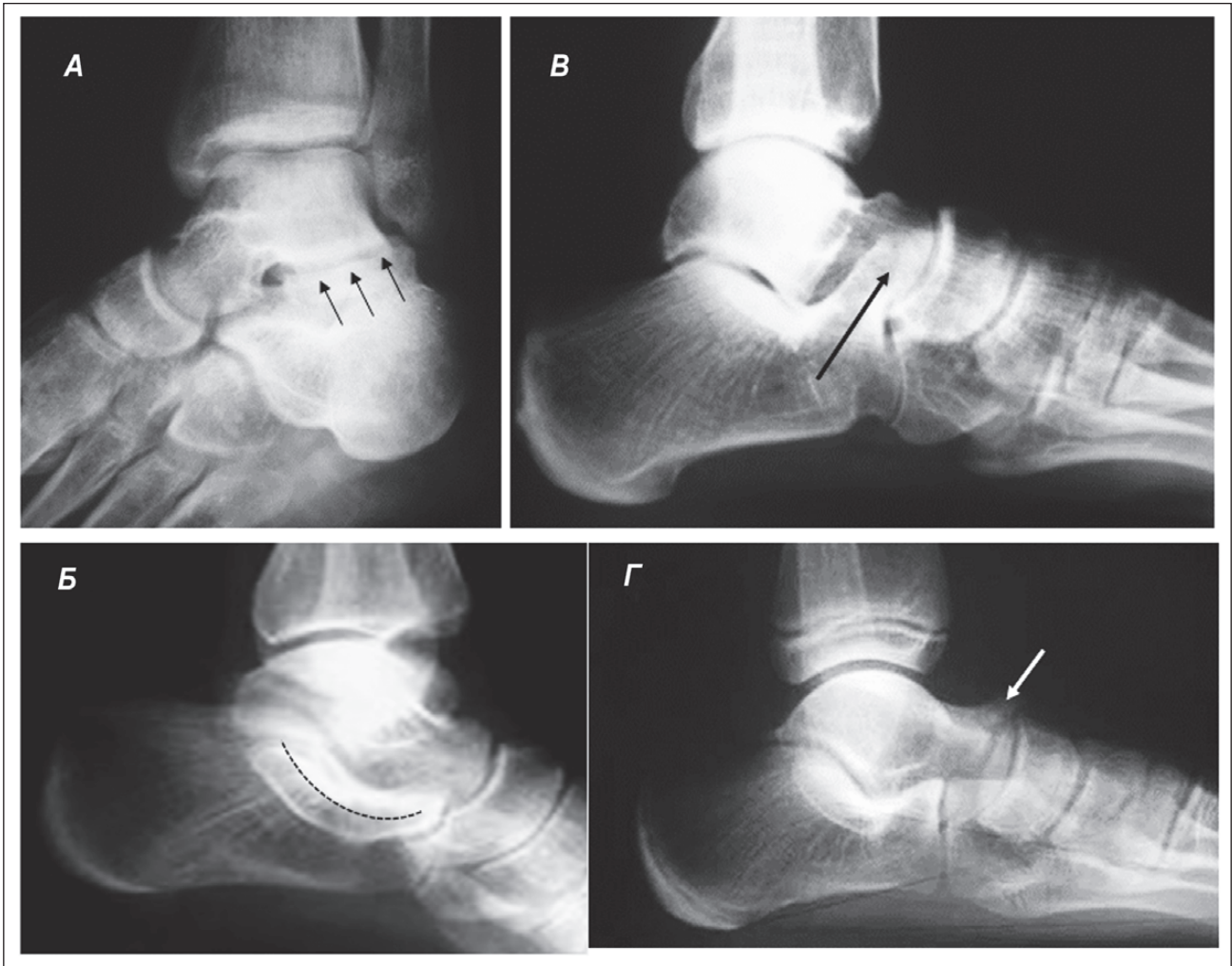


Рисунок 3. А — кістковий місток між п'ятковою та таранною кістками в проєкції середньої та задньої фасеток; Б — С-симптом; В — симптом «носа мурахоїда»; Г — симптом «дзьоба»

алізувати задню та середню фасетки підтаранного суглоба (рис. 2Б) [12]. Деякі автори вважають, що застосування додаткових проєкцій втратило значущість внаслідок широкого застосування томографії [13]. Ми вважаємо, що така думка не зовсім виправдана, оскільки рентгенографія є цінним пошуковим методом діагностики ТК, особливо у випадках кісткових зрощень. Крім того, навантажувальні та функціональні рентгенограми дають цінну інформацію щодо наявності деформації та кутових показників, що її характеризують.

Рентгенологічна картина ТК включає прямі та непрямі ознаки, при цьому прямі ознаки ТК виявляють вкрай рідко, зазвичай, при кістковому зрощенні великої протяжності [1, 10]. Прямою рентгенологічною ознакою вважають наявність кісткового містка між зацікавленими кістками (рис. 3А). До непрямих ознак належать: 1) С-симптом, або симптом «німба», симптом L. Lateur — лінія підвищеної кісткової щільності у формі горизонтально розташованої літери С у проєкції sustentaculum tali, що характерно для таранно-п'яткової коаліції (рис. 3Б); 2) симптом

«носа мурахоїда» визначається на боковій рентгенограмі при п'ятково-човноподібній коаліції, проявляється подовженням переднього відростка п'яткової кістки (рис. 3В); 3) симптом «дзьоба» (рис. 3Г) — дзьобоподібний виріст на дорзальній поверхні шийки та головки таранної кістки [14]; 4) зміна форми кісток заднього відділу стопи (зменшення поздовжнього розміру таранної кістки, сплюснення головки таранної кістки, звуження переднього відділу п'яткової кістки, S-подібна форма суглобової щілини таранно-човноподібного суглоба); 5) вторинні дегенеративно-дистрофічні зміни суміжних суглобів та гомілковостопного суглоба.

Автори пов'язують низьку чутливість та специфічність рентгенографії з тим, що непрямі рентгенологічні ознаки ТК не є специфічними. Наприклад, С-симптом не специфічний для таранно-п'яткової коаліції та нерідко трапляється при ригідній плоскій деформації стопи іншої етіології. Однак цей метод дозволяє запідозрити наявність ТК, а виявлення непрямих ознак є підставою для проведення КТ і МРТ [15].



Рисунок 4. Комп'ютерна томограма пацієнта з таранно-п'ярковою ТК (А) та п'ярково-човноподібною ТК (Б) у корональній проєкції

Хоча інші дослідники повідомляють про достатню чутливість та специфічність непрямих ознак. Так, симптом «дзюба» на 48 % чутливий та на 91 % специфічний для діагностики таранно-п'яркової коаліції, а С-симптом є 88% чутливим та 87% специфічним; симптом «носа мурахоїда» має 100% чутливість при п'ярково-човноподібній ТК [16].

Слід зауважити, що рентгенологічна картина ТК набуває більшої інформативності при її порівнянні з типовими клінічними симптомами, які визначаються при класичному ортопедичному обстеженні, за умови обізнаності та досвіду лікаря щодо цієї нозології.

Діагностика при хрящовому та фіброзному типах зрощення є утрудненою через те, що такі типи ТК не завжди візуалізовані на рентгенограмі й мають лише непрямі ознаки [15]. В 1986 році J. Herzenberg та ін. запропонували застосовувати КТ для оцінки всіх ТК [17]. Досить тривалий час цей метод був золотим стандартом діагностики ТК. За даними більшості авторів, трьохвимірна реконструкція зображення допомагає визначити просторове положення аномалії [10]. Виділені КТ-критерії, описані Kumar, дозволяють оцінити тип аномального з'єднання [18]. Найбільш інформативною КТ є для діагностики таранно-п'яркових ТК, особливо корональна проєкція, що дозволяє візуалізувати всі фасетки підтаранного суглоба (рис. 4А). При п'ярково-човноподібних варіантах КТ дає уявлення про протяжність зрощення (рис. 4Б).

За даними деяких авторів, чутливість КТ із 3D-реконструкцією становить лише 16 % [19]. Літературні джерела останніх років наводять переконливі

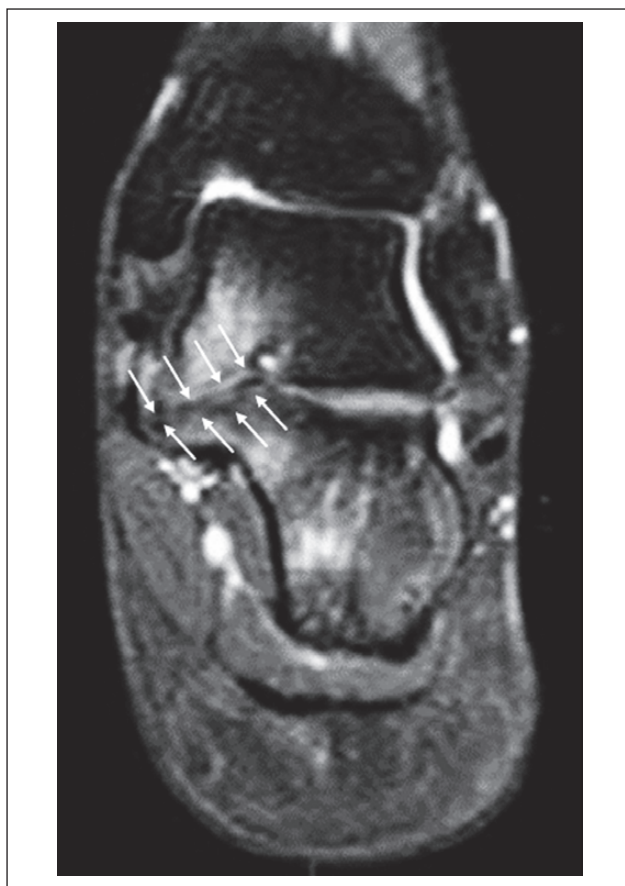


Рисунок 5. МР-томограма пацієнта з таранно-п'ярковою ТК, симптом «п'яного офіціанта»

дані щодо більш доцільного застосування МРТ для діагностики ТК, особливо при фіброзних і хрящових варіантах [1, 20, 21]. Група авторів на чолі з D. Guignand (2010) довели високу чутливість цього методу для діагностики синостозів [20].

МР-діагностика ТК також базується на виявленні прямих та непрямих ознак. Наявність аномальної кісткової, хрящової або фіброзної тканини між тарзальними кістками належить до прямої ознаки. Непрямі ознаки аналогічні рентгенологічним симптомам, описаним вище; вторинні запальні та дегенеративні зміни суміжних суглобів, набряк кісткової тканини [1, 3, 20]. Характерною виявилася непряма МР-ознака таранно-п'яткової коаліції — симптом «п'яного офіціанта» («drunken waiter») (рис. 5), який проявляється в косому положенні щілини середньої фасетки підтаранного суглоба та диспластичного sustentaculum tali у фронтальних зрізах, що нагадує руку, яка упускає піднос.

Автори вважають цю ознаку МРТ відображенням рентгенологічного С-симптому [22]. Цими ж авторами при ретроспективному аналізі 101 томограми пацієнтів із ТК лише в 10,3 % випадків п'ятково-човноподібних коаліцій був виявлений симптом «носа мурахойда», а обернений симптом «носа мурахойда» — в два рази частіше. Симптом «дзьоба» вони встановили в 19,2 % випадків [22].

Застосування режиму пригнічення жиру дозволяє оцінити ознаки набряку та запалення кісткової тканини, а при дослідженні в T2-зваженому режимі можна візуалізувати набряк кісткової тканини навколо ділянки зрощення, що є ознакою фіброзної ТК. Саме такі варіанти ТК не діагностуються при рентгенографії та КТ [20–22]. Також описані «псевдокоаліції», при яких відсутні прямі ознаки, але відстань між тарзальними кістками зменшена й виявляються вторинні ознаки ТК [23].

Висновки

Незважаючи на достатньо давню історію вивчення проблеми, діагностика ТК лишається актуальним питанням і зараз. Труднощі діагностики патології пов'язані з недостатньою обізнаністю лікарів із клінічною та рентгенологічною картиною ТК. Класичне ортопедичне обстеження та настороженість щодо можливої ТК дозволить вчасно виявити патологію й уникнути невідповідного лікування. Застосування сучасних методів візуалізації, таких як КТ та МРТ, сприяє підвищенню та точності діагностики ТК.

Конфлікт інтересів. Дана публікація не викликає будь-якого конфлікту між авторами, не була і не буде предметом комерційної зацікавленості чи винагороди в жодній формі.

Список літератури

1. Klammer G., Espinosa N., Iselin L.D. Coalitions of the tarsal bones. *Foot Ankle Clin.* 2018. 23(3). 435–449. doi: 10.1016/j.fcl.2018.04.011.

2. Kothari A., Masquijo J. Surgical treatment of tarsal coalitions in children and adolescents. *EFORT Open Rev.* 2020. 26. 5(2). 80–89. doi: 10.1302/2058-5241.5.180106.

3. Prado M.P., Mendes A.A., Olivi R. et al. Cuboid-navicular tarsal coalition. *Rev. Bras. Ortop.* 2015. 12. 45(5). 497–9. doi: 10.1016/S2255-4971(15)30443-2. PMID: 27047815.

4. Mosca V.S. Subtalar coalition in pediatrics. *Foot Ankle Clin.* 2015. 20(2). 265–81. doi: 10.1016/j.fcl.2015.02.005.

5. Leboucq H. De la Soudure Congenitale de Certains Osdu Tarse. *Bull. Acad. R. Med. Belg.* 1890. 4. 103–112.

6. Farid A., Faber F.W.M. Bilateral triple talocalcaneal, calcaneonavicular, and talonavicular tarsal coalition: A Case Report. *J. Foot Ankle Surg.* 2019. 58(2). 374–376. doi: 10.1053/j.jfas.2018.08.047.

7. Buffon G.L. Histoire naturelle generale et particuliere. Avec la description du cabinet du Roi. Paris, 1750.

8. Kermisson E. Double pied bot varus par malformation osseuse primitive associe a des ankyloses congenitales des 73 doigts et des artils chez quatre membres d'une meme famille. *Rev. Orthop.* 1898. 9. 392–398.

9. Harris R.I., Beath T. Etiology of peroneal spastic flat foot. *J. Bone Joint Surg.* 1948. 30-B(4). 624–634.

10. Docquier P.L., Maldaque P., Bouchard M. Tarsal coalition in paediatric patients. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* 2019. 105(1S). S123–S131. doi: 10.1016/j.otsr.2018.01.019.

11. Venugopal Guduri, Mark A. Dreyer. Talocalcaneal Coalition. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing. 2020. PMID: 31751043.

12. Korvin H. Coalitio talocalcanea. *Z. Orthop. Chir.* 1934. 60. 105–110.

13. Кенис В.М., Никитина Н.В. Тарзальные коалиции у детей (обзор литературы). *Травматология и ортопедия России.* 2010. 3(57). 159–165.

14. Ridley L.J., Han J., Ridley W.E. et al. Talar beak sign: Tarsal coalition. *J. Med. Imaging Radiat. Oncol.* 2018. 62(Suppl. 1). 164–165. doi: 10.1111/1754-9485.35_12786.

15. Taniguchi A., Tanaka Y., Kadono K. et al. C sign for diagnosis of talocalcaneal coalition. *Radiology.* 2003. 228(2). 501–505. doi: 10.1148/radiol.2282020445.

16. David A.L., Michael F.R., Andrew H.H. et al. Tarsal Coalitions: Radiographic, CT, and MR Imaging Findings. *HSS J.* 2014. 10(2). 153–166. doi: 10.1007/s11420-013-9379-z.

17. Herzenberg J.E., Goldner J.L., Martinez S. et al. Computerized tomography of talocalcaneal tarsal coalition: a clinical and anatomic study. *Foot Ankle.* 1986. 6. 273–288. <https://www.ajronline.org/doi/10.2214/AJR.14.14082>.

18. Kumar S.J., Guille J.T., Lee M.S. et al. Osseous and non-osseous coalition of the middle facet of the talocalcaneal joint. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1992. 74(4). 529–535. PMID: 1583047.

19. Rozansky A., Varley E., Moor M. et al. A radiologic classification of talocalcaneal coalitions based on 3D reconstruction. *Journal of Children's Orthopaedics.* 2010. 4. 2. Published Online <https://doi.org/10.1007/s11832-009-0224-3>.

20. Guignand D., Journeau P., Mainard-Simard L. et al. Child calcaneonavicular coalitions: MRI diagnostic value in a 19-case series. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research.* 2011. 97. 1. 67–72. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2010.09.015>.

21. Радченко К.А., Гайко О.Г. МРТ-діагностика травм та захворювань над'яtkово-гомілкового суглоба та стопи (огляд літератури). *Вісник ортопедії, травматології та протезування*. 2020. 2. 43-52. doi: 10.37647/0132-2486-2020-105-2-43-52.

22. Nalaboff K.M., Schweitzer M.E. MRI of tarsal coalition: frequency, distribution, and innovative signs. *Bull NYU Hosp. Jt. Dis.* 2008. 66(1). 14-21. PMID: 18333823.

23. Soni J.F., Valenza W., Matsunaga C. Tarsal coalition. *Curr. Opin. Pediatr.* 2020. 32(1). 93-99. doi: 10.1097/MOP.0000000000000858. PMID: 31789975.

Отримано/Received 11.04.2021

Рецензовано/Revised 27.04.2021

Прийнято до друку/Accepted 05.05.2021 ■

Information about authors

O.A. Turchin, PhD, Department of foot pathology and complex prosthetics, SI "The Institute of Traumatology and Orthopedics" by NAMS of Ukraine, Kyiv, Ukraine; e-mail: olenaturch@gmail.com; phone +38(097) 901 02 71; <https://orcid.org/0000-0002-8668-7063>.

V.M. Piatkovskiy, SI "The Institute of Traumatology and Orthopedics" by NAMS of Ukraine, Kyiv, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0001-5448-8759>.

T.M. Omelchenko, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0003-1722-0803>.

A.P. Liabakh, SI "The Institute of Traumatology and Orthopedics" by NAMS of Ukraine, Kyiv, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0001-5734-2392>.

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

O.A. Turchin¹, V.M. Piatkovskiy¹, T.M. Omelchenko², A.P. Liabakh¹

¹State Institution "Institute of Traumatology and Orthopedics of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kyiv, Ukraine

²Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

Diagnosis of tarsal coalitions

Abstract. Tarsal coalitions (TC) are congenital abnormal connections of the rearfoot bones. They occur in 1 to 13 % of all population. The article deals with the features of clinical and instrumental diagnosis of TC according to the literature. The main clinical manifestations are pain syndrome in the subtalar area, rigid flat foot; peroneal spastic flat foot is possible. Radiographic imaging of TC includes direct and indirect signs. To verify bone coalition, computed tomography is indicated, in cases of cartilaginous and fibrous — magnetic resonance imaging. Despite the long history of studying the problem,

the diagnosis of TC remains a live issue today. Difficulties in diagnosing this pathology are due to the lack of physicians' awareness of the clinical and radiographic picture of TC. Classical orthopedic examination and suspicion of possible TC will allow detecting pathology in time and avoiding inappropriate treatment. The use of modern imaging techniques, such as computed tomography and magnetic resonance imaging, helps increase the accuracy of TC diagnosis.

Keywords: tarsal coalition; foot; rearfoot; computed tomography; magnetic resonance imaging

Вимоги до оформлення статей

Шановні автори!

Будь ласка, ознайомтеся з детально викладеними вимогами до оформлення статей для публікації в журналі на сайті <http://trauma.zaslavsky.com.ua> (розділ «Пронас»/«Подання»/«Керівництва для авторів»).

Ці правила складені на основі «Єдиних вимог до рукописів, що подаються в біомедичні журнали» (Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals), розроблених Міжнародним комітетом редакторів медичних журналів (International Committee of Medical Journal Editors), а також з урахуванням вимог Наказу № 1112 («Про опублікування результатів дисертацій на здобуття наукових ступенів доктора і кандидата наук») та вимог до видань, що включені до «Переліку наукових фахових видань України» згідно з Наказом № 1111 від 17.10.2012 р. Міністерства освіти та науки, молоді та спорту України.

Усі матеріали повинні бути оформлені відповідно до таких вимог:

1. РУКОПИС

1.1. Формат тексту. Рукопис надсилається до редакції в електронному вигляді у форматі MS Word (розширення .doc, .docx, .rtf), гарнітура Times New Roman; кегль 12; інтервал 1,5; поля 2,5 см з обох боків тексту. Виділення в тексті можна проводити тільки курсивом або напівжирним начертанням букв, але НЕ підкресленням. Із тексту необхідно видалити всі повторювані пробіли і зайві розриви рядків (в автоматичному режимі через сервіс Microsoft Word «Знайти і замінити»).

1.2. Обсяг тексту рукопису, включаючи список літератури, таблиці, ілюстрації, підписи до них, повинен становити для оригінальних статей 10–12 сторінок формату А4 (до 5000 слів), огляду літератури — 15–18 сторінок, повідомлень про спостереження з практики — 4–6 сторінок, рецензій — 4 сторінки.

1.3. Мова публікації. До публікації в журналі приймаються рукописи з будь-яких країн українською, і/або англійською мовами. Метадані статті публікуються двома мовами (українською, англійською). При наборі тексту латиницею важливо використовувати тільки англійську розкладку клавіатури. Наприклад, неприпустимо замінювати латинську букву «i» українською літерою «і», незважаючи на візуальну ідентичність.

1.4. Відправка рукопису. До розгляду приймаються рукописи, раніше ніде не опубліковані і не направлені для публікації в інші видання. Стаття надсилається через форму надання рукопису на сайті <http://trauma.zaslavsky.com.ua> (пункт меню «Пронас»/«Подання»/«Надсилання статей»). Перед цим необхідно зареєструватися на сайті як автор (головне меню, пункт «Зареєструватися»).

Також можна надіслати статтю на електронну адресу редакції medredactor@i.ua (у темі листа обов'язково вказати назву журналу, у який ви відправляєте статтю) у вигляді єдиного файлу, що містить всі необхідні елементи (титульний лист, резюме, ключові слова, текстова частина, таблиці, список використаної літератури, відомості про авторів). Окремими файлами в цьому ж листі висилаються супровідні документи і копії ілюстрацій (рисунків, схем, діаграм) у форматах тієї програми, у якій вони були створені. Якщо ілюстрації в статті подані у вигляді фотографій або растрових зображень, необхідно подати їх копію у форматі *JPG або *TIF, оригінальним розміром, із роздільною здатністю 300 точок на дюйм. Фізичний розмір у сантиметрах повинен бути достатнім для однозначного сприйняття й легкого читання змісту ілюстрації. Колірна палітра RGB або CMYK, без компресії. Ілюстрації повинні бути контрастними і чіткими.

Супровідна документація. До оригінальної статті додаються: супровідний лист від керівництва установи, у якій проводилося дослідження; декларація про наявність або відсутність конфлікту інтересів, авторська угода, декларація дотримання етичних норм при проведенні дослідження. Ці документи можна оформити у вільній формі та прикріпити у відповідному полі у формі надання рукопису або надіслати в електронному (відсканованому) вигляді на електронну адресу редакції разом із статтею, яка подається до публікації.

Усі файли повинні бути названі за прізвищем першого автора, наприклад «Петров. Текст.doc», «Петров. Рисунок.doc», «Петров. Супровідний лист.doc» тощо.

2. СТРУКТУРНІ ЕЛЕМЕНТИ РУКОПISY

До обов'язкових структурних елементів статті відносяться:

- титульна сторінка;
- резюме;
- ключові слова;
- текст статті (включаючи таблиці, рисунки);
- додаткова інформація;
- список цитованої літератури;

повна інформація про авторів **англійською мовою** (ім'я, прізвище, посада, кафедра (відділ), установа, місто, країна, ORCID id).

2.1. Титульна сторінка повинна містити українською та англійською мовами таку інформацію:

- УДК статті;
- назва статті — має повноцінно відображати предмет і тему статті, не бути надмірно короткою, але й не містити більше ніж 100 символів. Назва пишеться малими літерами, крім великої літери першого слова та власних назв;
- П.І.Б. всіх авторів повністю. При перекладі прізвищ авторів англійською мовою рекомендується транслітерувати так само, як у попередніх публікаціях, або використовувати для транслітерації сайт <http://translit.net/>, стандарт LC;
- повне найменування установи, у якій працює кожен автор. Якщо авторів декілька, біля кожного прізвища та відповідної установи проставляється цифровий індекс. Якщо всі автори статті працюють в одній установі, вказувати місце роботи кожного автора окремо не потрібно, достатньо вказати установу один раз. Якщо в автора кілька місць роботи, кожне позначається окремим цифровим індексом;

— контактна інформація автора, відповідального за листування (українською та англійською мовами), — П.І.Б. повністю, звання, місце роботи, посада, поштова адреса установи, адреса електронної пошти та контактний телефон автора.

2.2. Резюме (Abstract) оформлюється двома мовами (українською, англійською). Авторське резюме до статті є основним джерелом інформації у вітчизняних та зарубіжних інформаційних системах і базах даних, що індексують журнал. **Abstract англійською мовою повинен бути написаний якісною, граматною англійською мовою, не вдаючись до дослівного перекладу україномовного варіанта резюме!** Обсяг основної частини резюме повинен становити близько 250 слів або не менше ніж 1800 знаків. Резюме оригінальної статті має бути структурованим і включати 5 обов'язкових рубрик в україномовному варіанті: «Актуальність»; «Мета дослідження»; «Матеріали та методи»; «Результати»; «Висновок» — і 4 рубрики в англійському: «Background» (включає в себе актуальність і мету дослідження); «Materials and Methods»; «Results»; «Conclusions». Обсяг розділу «Результати» повинен становити не менше ніж 50 % від загального обсягу резюме. Резюме оглядів, лекцій, дискусійних статей складаються в довільній формі. Резюме оглядових статей

повинні містити інформацію про методи пошуку літератури в базах даних Scopus, Web of Science, MedLine, The Cochrane Library, EMBASE, Global Health, CyberLeninka, PИHЦ тощо.

Текст резюме повинен бути зв'язним, із використанням слів «отже», «більше того», «наприклад», «у результаті» тощо («consequently», «moreover», «for example», «the benefits of this study», «as a result» etc.), або розрізнені викладені положення повинні логічно впливати одне з одного. В англійському тексті слід використовувати активний, а не пасивний стан: «The study tested», а не «It was tested in this study». Резюме не повинно містити аббревіатур, за винятком загальноприйнятих (наприклад, ДНК), виноску і посилань на літературні джерела.

2.3. Ключові слова (Keywords). Необхідно вказати 3–6 слів або словосполучень, що відповідають змісту роботи і сприяють індексуванню статті в пошукових системах. У ключові слова оглядових статей слід включати слово «огляд». Ключові слова повинні бути ідентичні українською та англійською мовами, їх слід писати через крапку з комою.

2.4. Текст статті. Структура повного тексту рукопису, присвяченого опису результатів оригінальних досліджень, повинна відповідати загальноприйнятому шаблону і містити обов'язкові розділи: «Вступ»; «Мета»; «Матеріали та методи»; «Результати»; «Обговорення»; «Висновки».

Будь ласка, ознайомтеся з детальними правилами оформлення кожного з цих розділів на сайті <http://trauma.zaslavsky.com.ua> (розділ «Про нас»/«Подання»/«Керівництва для авторів»).

2.5. Додаткова інформація вказується українською та англійською мовами після тексту статті після тексту статті, перед списком літератури. Обов'язково повинно бути задекларовано наявність або відсутність в авторів **конфлікту інтересів** (у таких випадках повинна бути фраза «Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів»). Конфліктом інтересів може вважатися будь-яка ситуація (фінансові відносини, служба або робота в установах, що мають фінансовий або політичний інтерес до опублікованих матеріалів, посадові обов'язки тощо), що може вплинути на автора рукопису і призвести до приховування, спотворення даних або змінити їх трактування. **Інформація про фінансування.** Необхідно вказувати джерело фінансування — всіх осіб і організації, що надали фінансову підтримку дослідженню (у вигляді грантів, дарування або надання обладнання, реактивів, витратних матеріалів, ліків тощо), а також взяли іншу фінансову або особисту участь, що може призвести до конфлікту інтересів. Указувати розмір фінансування не потрібно. **Подяки.** Автори можуть висловити подяку людям та організаціям, що сприяли публікації статті в журналі, але не є її авторами.

Вимоги до оформлення пристатейного списку літератури згідно з наказом ДАК та згідно з міжнародними стандартами відрізняються, тому необхідно подати список літератури у двох варіантах: згідно з вимогами ДАК України (ДСТУ 8302:2015) та символами латинського алфавіту за стандартами National Library of Medicine (NLM).

2.6. Пристатейний список літератури. Правила оформлення списку використаних джерел (із прикладами) доступні на сайті <http://trauma.zaslavsky.com.ua> (розділ «Про нас»/«Подання»/«Керівництва для авторів»).

Загальні рекомендації. Оптимальна кількість цитованих робіт в оригінальних статтях і лекціях становить 20–30, в оглядах — 40–60 джерел. Бажано цитувати оригінальні роботи, опубліковані протягом останніх 5–7 років у зарубіжних періодичних виданнях, високоцитовані джерела, у тому числі з Scopus і Web of Science. Намагайтеся мінімізувати самоцитовання або уникайте його. Також намагайтеся звести до мінімуму посилання на тези

конференцій, монографії. У список літератури не включаються неопубліковані роботи, офіційні документи, рукописи дисертацій, підручники і довідники. Повинна бути подана додаткова інформація про статті — DOI, PubMed ID тощо. Якщо в списку менше половини джерел мають індекси DOI, стаття не може бути опублікована в міжнародному науковому журналі. Посилання повинні бути перевірені. Перед комплектацією списку літератури кожне джерело перевіряйте через сайт <http://www.crossref.org/guestquery>, <https://scholar.google.com.ua> або <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>.

Кожне джерело слід поміщати з нового рядка під порядковим номером, що вказується в тексті статті арабськими цифрами у квадратних дужках. У списку всі роботи перераховуються в порядку цитування, а НЕ в алфавітному порядку.

Вимоги до оформлення пристатейного списку літератури згідно з Наказом ДАК України та згідно з міжнародними стандартами відрізняються, у зв'язку з чим його необхідно обов'язково подавати у 2 варіантах:

1. Список літератури згідно з вимогами ДАК України оформляється відповідно до ДСТУ ГОСТ 7.1:2006 «Система стандартів з інформації, бібліотечної та видавничої справи. Бібліографічний запис. Бібліографічний опис. Загальні вимоги та правила складання».

2. References має бути оформлений символами латинського алфавіту за стандартами National Library of Medicine (NLM). Джерела українською, російською та іншими мовами, що використовують символи кирилиці, необхідно відтворювати в такий спосіб: прізвища та ініціали авторів слід транслітерувати (транслітерацію можна здійснити автоматично на сайті <http://translit.net/>, стандарт LC), а назву статті — перекласти англійською мовою (не транслітерувати!). При написанні прізвищ авторів краще використовувати найбільш поширене написання прізвища даного автора в мережі Інтернет, яке вказується в інших публікаціях. Якщо ви використовували переклад будь-якої статті, посилання краще приводити на оригінальну публікацію.

Автор відповідає за правильність даних, наведених у списку літератури.

3. ПЛАГІАТ І ВТОРИННІ ПУБЛІКАЦІЇ

Неприпустимо використання несумлінного текстового запозичення і привласнення результатів досліджень, які не належать авторам наданого рукопису. Перевірити статтю на оригінальність можна за допомогою сервісів <https://www.antiplagiat.ru/> (для російськомовних текстів) і <http://www.plagiarisma.net/> (для англійських текстів). Також можна використовувати програму Advengo plagiatius. Редакція залишає за собою право перевірки наданих рукописів на наявність плагіату. Текстова схожість в обсязі понад 20 % вважається неприйнятною.

Стаття повинна бути ретельно відредагована і вивірена автором. Перед відправкою рукопису до редакції переконайтеся, що всі вищевказані інструкції виконані.

Матеріали для публікацій надсилати

на електронну адресу редакції:

medredactor@i.ua

(в темі листа обов'язково вказати назву періодичного видання, у яке ви відправляєте статтю!)

або на електронні адреси:

traumajournal@gmail.com

hurzufkonf@gmail.com,

або через форму надсилання рукопису на сайті

<http://trauma.zaslavsky.com.ua>

(пункт меню «Про нас»/«Подання»/«Надсилання статей»).

Перед тим, як користуватися даною формою, необхідно зареєструватися на сайті як автор (пункт «Зареєструватися»). ■

**Якщо ви хочете придбати одну з книг післяплатою,
вам треба зателефонувати до нас в інтернет-магазин і зробити замовлення:
+380 (44) 223-27-42, +380 (67) 325-10-26.**

Докладніше про книги на нашому сайті WWW.BOOKVAMED.COM.UA

Неврологія		
H01323	Актуальні питання нервових хвороб у практиці сімейного лікаря / Свиридова Н.К. — 239 с.	220,00
Ревматологія		
P01011	Биологическая терапия в ревматологии (2-е изд., доп.) / Я.А. Сигидин, Г.В. Лукина.	234,00
P01036	Диагностика и лечение болезней суставов / О.В. Синяченко. — 560 с.	700,00
P01031	Диагностика ревматических заболеваний: Руководство для врачей / Реуцкий И.А., Маринин В.Ф., Глотов А.В.	341,00
P01023	Инволюционный остеоартроз и остеопороз / В.К. Казимирко, В.Н. Коваленко, В.В. Флегонтова. — 724 с.	300,00
P01046	Лефлуномид в лечении ревматических заболеваний / Чичасова Н.В., Насонов Е.Л. — 92 с.	57,00
P01041	Ревматические болезни: болезни суставов и диффузные заболевания соединительной ткани. Книга 2 / Стрюк Р. — 480 с.	224,00
P01032	Ревматические заболевания: руководство. В 3 томах. Том 1. Основы ревматологии / Под ред. Дж.Х. Клиппела, Дж.Х. Стоуна, Л.Дж. Кроффорд, П.Х. Уайт. — 368 с.	409,00
P01006	Ревматология: актуальная терапия: учебно-практич. пособие / С.М. Носков. — 576 с.	100,00
P01025	Ревматология: национальное руководство / Под ред. Е.Л. Насонова, В.А. Насоновой. — 720 с.	1114,00
P01038	Ревматология: учебное пособие / Под ред. Н.А. Шостак. — 448 с.	351,00
00245	Ревмоортопедия / Скляренко Е.Т., Зубко Л.Е., Скляренко В.Е. — 464 с.	372,00
P01028	Школа здоровья. Остеоартрит: руководство / Под ред. О.М. Лесняк, П.С. Пухтинской. — 176 с.	141,00
P01029	Школа здоровья. Остеопороз: руководство / Под ред. О.М. Лесняк. — 88 с.	198,00
Травматологія та ортопедія		
T03048	Анкилозирующий спондилит (болезнь Бехтерева) / М.В. Полулях, С.И. Герасименко, Е.Т. Скляренко и др. — 144 с.	50,00
T03014	Болезнь Педжета / С.С. Родионова. — 56 с.	58,00
T03076	Болезнь Эрлахера-Блаунта / Е. П. Кузнечихин, Е. А. Бабин. — 216 с.	149,00
T03047	Дегенеративно-дистрофичні ураження крижово-куприкового сполучення / В.Я. Фищенко, А.Т. Сташевич, А.В. Шевчук. — 72 с.	50,00
T03037	Довідник нейроортопедичних проявів патології хребта / А.Т. Сташкевич. — 140 с.	50,00
T03042	Захворювання опорно-рухового апарату та прилеглих структур у профпатології / В.С. Ткачишин. — 120 с.	80,00
T03062	Избранные лекции по ортопедии и травматологии / В.Ф. Прозоровский. — 336 с.	240,00
T03088	Лекции по актуальным вопросам ортопедии и травматологии. Заболевания и повреждения плечевого сустава. — 68 с.	100,00
T03001	Мінеральний гомеостаз у генезі хвороби Легг-Кальве-Пертеса / Т.Я. Усікова, О.І. Кравченко, Ф.В. Климовицький. — 176 с.	50,00
T03080	Множественные и сочетанные ранения шеи, груди, живота / Абакумов М.	882,00
T03102	Неизвестная травматология и ортопедия / Синяченко О.В., Думанский Ю.В., Климовицкий В.Г. — 240 с.	800,00

ДОКЛАДНІШЕ ПРО КНИГИ НА САЙТІ WWW.BOOKVAMED.COM.UA

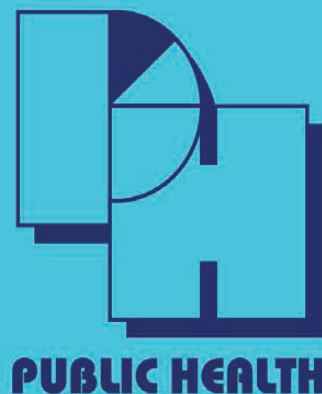
T03057	Огнестрельные переломы плоских костей / Пиголкин Ю.И.	62,00
T03050	Ортопедия: национальное руководство / Под ред. С.П. Миронова, Г.П. Котельникова. — 832 с.	1369,00
T03017	Остеоартроз: руководство / Г.П. Котельников. — 208 с.	164,00
T03003	Остеология. Учебное пособие. 3-е изд. / И.В. Гайворонский. — 60 с.	50,00
T03044	Остеопороз. Диагностика, профилактика и лечение: клинические рекомендации (2-е изд., пер. и доп.) / Под ред. Л.И. Беневоленской, О.М. Лесняк. — 272 с.	275,00
T03049	Патологія опорно-рухового апарату при хворобі Реклінгаузена / Ю.М. Гук, А.П. Крись-Пугач, В.Я. Фіщенко. — 184 с.	50,00
T03046	Післятравматичні гематоми м'яких тканин нижніх кінцівок (діагностика, лікування і профілактика ускладнень) / За ред. О.А. Бур'янова, Ю.О. Ярмолюка. — 104 с.	90,00
T03091	Ревизионное эндопротезирование коленного сустава / Джакофски Д.Дж. — 324 с.	600,00
T03059	Травматическая болезнь / Котельников Г.П., Труханова И.Г. — 272 с.	204,00
T03040	Травматология и ортопедия. Пособие для практических занятий / Под редакцией А.А. Бурьянова. — 128 с.	55,00
Терапія, сімейна медицина		
T01270	Актуальні питання акушерства в практиці сімейного лікаря / Вороненко Ю.В., Шекера О.Г., Вдовиченко Ю. — 348 с.	280,00
T01268	Актуальні питання алергології у практиці сімейного лікаря / Кузнецова Л.В., Вороненко Ю.В., Шекера О.Г. — 322 с.	230,00
T01277	Актуальні питання внутрішніх хвороб в практиці сімейного лікаря / Вороненко Ю.В., Шекера О.Г., Хомін Л.В. — 602 с.	380,00
T01265	Актуальні питання геронтології і гериатрії у практиці сімейного лікаря / Вороненко Ю.В., Шекера О.Г., Стаднюк Л.А. и др. — 528 с.	380,00
T01282	Актуальні питання ендокринології у практиці сімейного лікаря / Маньковский Б.М., Вороненко Ю.В., Шекера О.Г. — 130 с.	220,00
T01272	Актуальні питання медицини катастроф у практиці сімейного лікаря / Роцін Г.Г., Вороненко Ю.В., Шекера О.Г. — 288 с.	180,00
T01267	Актуальні питання медицини невідкладних станів у практиці сімейного лікаря / Зо-зуля І.С. — 122 с.	180,00
T01280	Актуальні питання офтальмології у практиці сімейного лікаря / Вороненко Ю.В., Шекера О.Г., Риков С.О. — 258 с.	350,00
T01273	Актуальні питання паліативної та хоспісної допомоги у практиці сімейного лікаря / Губський Ю.І., Вороненко Ю.В., Шекера О.Г. — 208 с.	180,00
T01264	Актуальні питання педіатрії у практиці сімейного лікаря / Бережной В.В. — 342 с.	230,00
T01278	Актуальні питання психіатрії / Вороненко Ю.В., Шекера О.Г., Мішиєв В.Д. — 144 с.	180,00
T01271	Актуальні питання радіаційної медицини у практиці сімейного лікаря / Шекера О.Г., Вороненко Ю.В. — 208 с.	180,00
T01274	Актуальні питання серцево-судинних хвороб у практиці сімейного лікаря / Долженко М.М., Вороненко Ю.В., Шекера О.Г. — 414 с.	380,00
T01269	Актуальні питання фтизіатрії у практиці сімейного лікаря / Фещенко Ю.І., Вороненко Ю.В., Шекера О.Г. — 166 с.	180,00
T01229	Алкоголизм, табакокурение, игромания, панические атаки — ушная иглотерапия и психотерапия / Я.С. Песиков. — 260 с.	400,00
T01195	Алкогольные, лекарственные, генетические и метаболические заболевания: руководство / Шифф Ю.Р., Соррел М.Ф., Мэддрей У.С. — 480 с.	564,00
T01126	Антибактериальная терапия в медицине критических состояний (2-е изд., исправ. и доп.) / В.И. Черний, А.Н. Колесников, И.В. Кузнецова и др. — 392 с.	100,00

**Весь асортимент магазину медичної книги «БУКВАМЕД»
на сайті: www.bookvamed.com.ua**

30-та Міжнародна медична виставка

Public Health

ОХОРОНА ЗДОРОВ'Я



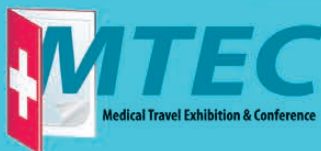
НАЙБІЛЬША МЕДИЧНА ПОДІЯ ОСЕНІ!

6-8

ЖОВТНЯ

2021

Київ, Міжнародний виставковий центр (М) Лівобережна



IX Міжнародна
виставка та конференція
медичного туризму



Міжнародна виставка
лабораторного обладнання,
інноваційних технологій
і рішень



International
Dental
Forum

VII Міжнародна виставка
стоматологічного обладнання
та матеріалів і серія науково-
практичних та бізнес-заходів

Організатор:

PREMIER

Тел.: +38 (044) 496 86 45

E-mail: ph@pe.com.ua

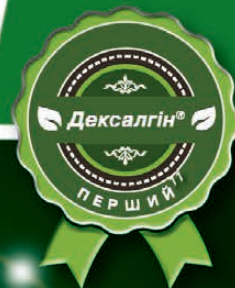
Безкоштовний квиток на сайті www.publichealth.com.ua

Ваш промокод ZASLAVSKYI

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

Дексалгін®

декскетопрофену трометамол



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



**ПАНАЦЕЯ
ПРЕПАРАТ
РОКУ 2020¹²**



Інформація про рецептурний лікарський засіб для професійної діяльності спеціалістів в галузі охорони здоров'я. Фармакотерапевтична група: нестероїдні протизапальні та протиревматичні засоби. Код АТХ M01A E17.

ДЕКСАЛГІН®. Склад: 1 таблетка, вкрита плівковою оболонкою, містить декскетопрофену трометамолу 25 мг, що еквівалентно декскетопрофену 25 мг. **Лікарська форма.** Таблетки, вкриті плівковою оболонкою. **Показання.** Симптоматична терапія болю від легкого до помірного ступеня, наприклад, м'язово-скелетний біль, болісні менструації (дисменорея), зубний біль. **Протипоказання.** Підвищена чутливість до декскетопрофену, будь-якого іншого нестероїдного протизапального засобу (НПЗЗ) або до допоміжних речовин препарату. Помірне або тяжке порушення функції нирок (кліренс креатиніну ≤ 59 мл/хв). Тяжке порушення функції печінки (10-15 балів за шкалою Чайлда-П'ю), та інші. **Спосіб застосування та дози.** Дорослим. Залежно від виду та інтенсивності болю рекомендована доза становить 12,5 мг (1/2 таблетки, вкриті плівковою оболонкою) кожні 4-6 годин або 25 мг (1 таблетка, вкрита плівковою оболонкою) кожні 8 годин. Додаткова доза не повинна перевищувати 75 мг. Небажані дії препарату можна звести до мінімуму шляхом застосування мінімально ефективної дози протягом якомога коротшого проміжку часу, необхідного для усунення симптомів. Дексалгін® не передбачений для тривалої терапії, лікування триває, поки є симптоми. Одночасний прийом з іншими засобами всмоктування лікарського засобу, тому при гострому болю рекомендовано приймати препарат не менше ніж за 30 хвилин до їди. **Побічні реакції.** Найчастіше спостерігаються побічні реакції з боку травного тракту. Повний перелік протипоказань, побічних реакцій, а також докладну інформацію про спосіб та особливості застосування препарату можна знайти в інструкції для медичного застосування препарату Дексалгін® від 11.01.2019 №81.

Виробник. Laboratorios Menarini S.A. Альфонс XII, 587, Барселона, 08918 Іспанія. А. Менаріні Мануфактурінг Логісткс енд Сервісес С.р.Л. В'я Кампо ді П'єве, 67108 Л'Аква (АК), Італія.
ДЕКСАЛГІН® ІН'ЄКТ. Склад: 1 мл розчину для ін'єкції містить декскетопрофену трометамолу 36,9 мг, що еквівалентно декскетопрофену 25 мг (одна ампула по 2 мл містить декскетопрофену трометамолу 73,8 мг, що еквівалентно декскетопрофену 50 мг). **Лікарська форма.** Розчин для ін'єкції. **Показання.** Симптоматичне лікування гострого болю середньої та високої інтенсивності у випадках, коли пероральне застосування препарату неможливе, наприклад, при післяопераційних болях, ниркових коліках та болю у попереку. **Протипоказання.** Підвищена чутливість до декскетопрофену, будь-якого іншого нестероїдного протизапального засобу (НПЗЗ) або до допоміжних речовин препарату. Помірне або тяжке порушення функції нирок (кліренс креатиніну ≤ 59 мл/хв). Тяжке порушення функції печінки (10-15 балів за шкалою Чайлда-П'ю), та інші. **Спосіб застосування та дози.** Дорослим. Рекомендована доза становить 50 мг з інтервалом 8-12 годин. При необхідності повторну дозу вводять через 6 годин. Максимальна добова доза не має перевищувати 150 мг. **ДЕКСАЛГІН® ІН'ЄКТ** призначений для короточасного застосування, тому його слід застосовувати тільки у період гострого болю (не довше 2 діб). Пациєнтів слід переводити на пероральне лікування анальгетиком, якщо це можливо. Побічні реакції можна скоротити за рахунок застосування найменшої ефективної дози протягом якомога коротшого проміжку часу, необхідного для покращення стану. **Побічні реакції.** Порушення з боку травного тракту спостерігалися найчастіше. Повний перелік протипоказань, побічних реакцій, а також докладну інформацію про спосіб та особливості застосування препарату можна знайти в інструкції для медичного застосування препарату Дексалгін® від 15.10.2020 №2338.

Виробник. Альфафарма С.П.А., вул. Енріко Фермі, 1 - 65020 Аяно (Пескара), Італія.
ДЕКСАЛГІН® САШЕ. Склад: декскетопрофену трометамолу. 1 однократний пакет містить декскетопрофену трометамолу 36,90 мг, що еквівалентно декскетопрофену 25 мг. **Лікарська форма.** Трансули для орального розчину. **Показання.** Короточасне симптоматичне лікування гострого болю від легкого до середнього ступеня тяжкості, наприклад, м'язово-скелетний біль, дисменорея та зубний біль. **Протипоказання.** Підвищена чутливість до декскетопрофену, будь-якого іншого нестероїдного протизапального засобу (НПЗЗ) або до допоміжних речовин препарату. Помірне або тяжке порушення функції нирок (кліренс креатиніну ≤ 59 мл/хв). Тяжке порушення функції печінки (10-15 балів за шкалою Чайлда-П'ю), та інші. **Спосіб застосування та дози.** Дорослі. Залежно від виду та інтенсивності болю рекомендована доза становить 25 мг кожні 8 годин. Додаткова доза не повинна перевищувати 75 мг. Побічні дії можна звести до мінімуму шляхом застосування мінімальної ефективної дози протягом якомога коротшого проміжку часу, необхідного для усунення симптомів. Перед застосуванням розчинити весь вміст 1 пакета у скляній баночці та добре перемішати для кращого розчинення. Отриманий розчин слід приймати відразу після приготування. Дексалгін® саше призначений тільки для короточасного застосування, необхідного для усунення симптомів. **Побічні реакції.** Порушення з боку травного тракту спостерігалися найчастіше. Повний перелік протипоказань, побічних реакцій, а також докладну інформацію про спосіб та особливості застосування препарату можна знайти в інструкції для медичного застосування препарату Дексалгін® саше від 13.04.2021 №721. **Виробник.** Laboratorios Menarini S.A. Альфонс XII, 587, Барселона, 08918 Іспанія.

¹ Інструкція для медичного застосування препарату Дексалгін® від 11.01.2019 №81. ² Інструкція для медичного застосування препарату Дексалгін® саше від 13.04.2021 №721. ³ Інструкція для медичного застосування препарату Дексалгін® ін'єкт від 15.10.2020 №2338. ⁴ Sanchez-Carpene J, et al. Comparison of dexketoprofen trometamol and dipyrone in the treatment of renal colic. Clin Drug Invest 2003; 23:139-152. ⁵ Barbano MJ, et al. Clinical pharmacokinetics of dexketoprofen. Clin Pharmacokinet 2001; 40:245-262. ⁶ Marengo JL, et al. A multicentre, randomised, double-blind study to compare the efficacy and tolerability of dexketoprofen trometamol versus diclofenac in the symptomatic treatment of knee osteoarthritis. Clin Drug Invest 2000; 19:247-256. ⁷ Metscher B, et al. Dexketoprofen-trometamol and tramadol in acute lumbago. Fortschr Med 2001; 118:147-151. ⁸ Leman P et al. Randomised controlled trial of the onset of analgesic efficacy of dexketoprofen and diclofenac in lower limb injury. Emerg Med J 2003; 20:511-513. ⁹ Ay, MO et al. Comparison of the Analgesic Efficacy of Dexketoprofen Trometamol and Mepredine HCl in the Relief of Renal Colic. American Journal of Therapeutics 2013; May 9; 1-8. ¹⁰ Karaman Y, et al. Efficacy of Dexketoprofen trometamol for acute postoperative pain relief after ENT surgery: a comparison with paracetamol and metamizole. Nobel Medicus; 2010; 6(2), 47-52. ¹¹ Дексалгін® та Дексалгін® ін'єкт є першими лікарськими засобами в Україні, що були зареєстровані у 2004 та 2005 рр. відповідно та мають діючу речовину «декскетопрофен» (Market research system «Pharmstandard», ТОВ «Моріон», 2003-2020, Year 2003-2020, M01A market). ¹² <http://panacea.ua/> ¹³ Показання: симптоматичне лікування гострого болю від легкого до середнього ступеня (Дексалгін® та Дексалгін® саше) до болю середньої та високої (Дексалгін® ін'єкт) інтенсивності. ¹⁴ Пациєнтам особливих груп (літнього віку, при порушеннях функцій печінки легкого до помірного ступеня тяжкості, при порушеннях функцій нирок легкого ступеня тяжкості) дозу препарату слід підбирати індивідуально. Будь ласка, прочитайте повну інструкцію про лікарські засоби та ознайомтеся з повним переліком показань, протипоказань, побічних реакцій, способами та особливостями застосування препаратів Дексалгін® від 11.01.2019 №81, Дексалгін® ін'єкт від 15.10.2020 №2338, Дексалгін® саше від 13.04.2021 №721. ¹⁵ Дексалгін® не передбачений для тривалої терапії, лікування триває, поки є симптоми. ¹⁶ Дексалгін® ІН'ЄКТ призначений для симптоматичного лікування гострого болю середньої та високої інтенсивності у випадках, коли пероральне застосування препарату неможливе. ¹⁷ Дексалгін® ІН'ЄКТ призначений для короточасного застосування, тому його слід застосовувати тільки у період гострого болю (не довше 2 діб). Пациєнтів слід переводити на пероральне застосування анальгетиком, якщо це можливо. ¹⁸ Дексалгін® САШЕ призначений тільки для короточасного застосування, необхідного для усунення симптомів.

**BERLIN-CHEMIE
MENARINI**

Представництво «Берлін-Хемі/А.Менаріні Україна ІмбХ»
Адреса: м. Київ, вул. Березняківська, 29,
тел.: (044) 354-1717, факс: (044) 354-1718