



Травма

www.mif-ua.com

Фастум® гель

Кетопрофен 2,5 % гель



Лікування БОЛЮ в м'язах та суглобах¹

30, 50, 100 г гелю у тубі



1. Показання: посттравматичний біль у м'язах та суглобах, запалення сухожилля.

Обов'язково уважно ознайомтеся з повною інструкцією для медичного застосування лікарського засобу Фастум® гель № 324 від 09.04.2020, а саме з повним переліком протипоказань, побічних ефектів і особливостей застосування.

Інформація про рецептурний лікарський засіб для спеціалістів охорони здоров'я, для медичних і фармацевтичних працівників.
СКОРОЧЕНА ІНСТРУКЦІЯ для медичного застосування лікарського засобу **ФАСТУМ® ГЕЛЬ (FASTUM® GEL)**

Склад. 1 г гелю містить кетопрофену 0,025 г. **Фармакогепаралетична група.** Нестероїдні протизапальні засоби для місцевого застосування. Код АТХ M02A A10. **Показання.** Посттравматичний біль у м'язах та суглобах, запалення сухожилля. **Протипоказання.** Наявність в анамнезі гіперчутливості до будь-якої із допоміжних речовин лікарського засобу, наявність в анамнезі реакції фоточутливості, відомі реакції гіперчутливості, вплив сонячних променів, навіть у вигляді розсіяного світла чи УФ-опромінення в солярії під час лікування і протягом двох тижнів після його припинення, III триместр вагітності та інші.

Особливості застосування. Під час лікування та протягом 2 тижнів після його завершення рекомендується носити одяг, який закриває ділянку нанесення, для уникнення фоточутливості.

Спосіб застосування та дози. Гель слід наносити тонким шаром (3-5 см) на уражені ділянки від 1 до 3 разів на добу, а для кращого проникнення застосовувати легкі масажні рухи. **Побічні ефекти.** Іноді: місцеві шкірні реакції, такі як еритема, екзема, свербіж і відчуття печіння; рідко: дерматологічні реакції (фотосенсибілізація, бульозні висипи і кропив'янка); дуже рідко: лептична виразка, шлунково-кишкова кровотеча, діарея, контактний дерматит, ниркова недостатність або погіршення стану у разі наявності такої та інші. **Категорія відпуску.** За рецептом.

Виробник: А. Менаріні Мануфактурінг Логістікс енд Сервісес С.р.л. **Адреса:** Via Cete Santi 3, 50131 Флоренція (ФІ), Італія.

За повною інформацією звертайтеся до інструкції для медичного застосування лікарського засобу Фастум® гель № 824 від 09.04.2020, Р.П. № UA/10841/01/01.

Представництво «Берлін-Хемі/А. Менаріні Україна ГмбХ». Адреса: м. Київ, вул. Березняківська, 29, 7-й поверх.
Тел.: +38 (044) 494 33 85, факс: +38 (044) 494 33 89.

UA_Fas_16-2020_V1_Press. Останній перегляд 07.07.2020.

**BERLIN-CHEMIE
MENARINI**

Від мрії до надії

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

ДІАГНОСТИКА ТА ЛІКУВАННЯ:

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

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

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



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

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

Травма

TRAUMA

Travma

**Спеціалізований рецензований науково-практичний журнал
Заснований у 2000 році
Періодичність виходу 6 разів на рік**

Том 23, № 1, 2022

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

Volume 23, № 1, 2022

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



Травма

Travma

Спеціалізований рецензований
науково-практичний журнал

Том 23, № 1, 2022

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

Передплатний індекс: 96022



Засновник журналу:
Донецький національний медичний
університет

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

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

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

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

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

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

Рекомендовано до друку та до поширення через мережу Інтернет вченою радою Донецького національного медичного університету, протокол № 2 від 17.02.2022 р.

Українською та англійською мовами

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

Формат: 60×84/8. Ум. друк. арк. 8,84.
Тираж 8000 прим. Зам. 2022-траума-110.

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

Друк: ТОВ «Ландпрес»

Головний редактор
Климовицький Ф.В. (Лиман)

Заступник головного редактора
Тяжелов О.А. (Харків)

Відповідальний секретар
Гончарова Л.Д. (Київ)

Редакційна колегія

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

Редакційна рада

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

Editor-in-Chief

Klymovytsky F.V. (Lyman)

Deputy Editor-in-Chief

Tyazhelov O.A. (Kharkiv)

Responsible secretary

Goncharova L.D. (Kyiv)

Editorial Board

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

Editorial Council

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

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

© Донецький національний медичний університет, 2022
© НДІ травматології та ортопедії Донецького національного медичного університету, 2022
© Заславський О.Ю., 2022

Зміст

Оригінальні дослідження

- Тяжелов А.А., Карпінський М.Ю., Юрченко Д.А.,
Карпінська О.Д., Гончарова Л.Є.
Математичне моделювання як інструмент
дослідження функції м'язів тазового пояса
при диспластичному коксартрозі 4
- Мовчанюк В.О., Жук П.М., Карпінська О.Д.,
Карпінський М.Ю., Сухоруков С.І.
Експериментальне дослідження щільності кісткової
тканини при монокондилярній артропластиці колінного
суглоба за попередніми даними КТ
та інтраопераційного її визначення 12
- Строев М.Ю., Березка М.І., Григорук В.В.,
Карпінський М.Ю., Яресько О.В.
Дослідження напружено-деформованого стану
моделі гомілки з переломом середньої третини
великогомілкової кістки при різних варіантах
остеосинтезу в умовах зростаючого стискаючого
навантаження на систему «імплантат — кістка» 19
- Ігнат'єв О.М., Турчин М.І., Ермоленко Т.О.,
Кічмаренко О.Д.
Діагностика остеомалачії й остеопорозу
в жінок у постменопаузі 30
- Левицький А.Ф., Рогозинський В.О., Карпінська О.Д.,
Динаміка корекції складної сколіотичної деформації
хребта у дітей при використанні гало-гравітаційної
тракції 36
- Головіна Я.О., Малик Р.В., Карпінський М.Ю.,
Карпінська О.Д.
Дослідження рентгенологічної кісткової щільності
у пацієнтів з кістковими пухлинами у разі застосування
сегментарних кісткових алоімплантатів 43
- Яцуляк М., Немеш М., Марциняк С.,
Кабатсій М., Філіпчук В.
FEAR індекс при діагностиці міграції головки стегнової
кістки в пацієнтів з дитячим церебральним паралічем.
FEAR індекс та індекс Реймерса в математичному
моделюванні нестабільності кульшового суглоба
при дитячому церебральному паралічі 51

Лікаро, що практикує

- Карпінська О.Д., Хасавнех Айхам, Іванов Г.В.
Контрактури суглобів: етіологія, патанатомія, основні
підходи до профілактики та лікування 62
- Фіщенко В.О., Обейдат Халед Джамал Салех,
Карпінська О.Д.
Біомеханічне обґрунтування реабілітаційних заходів після
тотального ендопротезування колінного суглоба 66

Проблеми вищої школи

- Бодня О.І.
Дистанційний навчальний процес в умовах пандемії 72

Пам'ять

- Пішов з життя професор Василь Антонович Попов 76

Contents

Original Researches

- A.A. Tyazhelov, M.Yu. Karpinsky, D.A. Yurchenko,
O.D. Karpinska, L.E. Goncharova
Mathematical modeling as a tool
for studying pelvic girdle muscle function
in dysplastic coxarthrosis 4
- V.O. Movchanyuk, P.M. Zhuk, O.D. Karpinska,
M.Yu. Karpinsky, S.I. Sukhorukov
Experimental study of bone tissue density
in monocondylar knee arthroplasty according
to preliminary CT data and its intraoperative
determination 12
- M.Yu. Stroeiev, M.I. Berezka, V.V. Grigoruk,
M.Yu. Karpinsky, O.V. Yaresko
Investigation of the stress-strain state of the tibia
model with a fracture of the middle third
of the tibia in different variants of osteosynthesis
under conditions of increasing compressive load
on the implant-bone system 19
- O.M. Ignatiev, M.I. Turchin, T.O. Ermolenko,
O.D. Kichmareenko
Diagnosis of osteomalacia and osteoporosis
in postmenopausal women 30
- A.F. Levitsky, V.O. Rogozinsky, O.D. Karpinska
Dynamics of correction of complex
scoliotic deformity in children using
halo-gravity traction 36
- Ya.O. Golovina, R.V. Malyk, M.Yu. Karpinsky,
O.D. Karpinska
Examination of X-ray bone density
in patients with bone tumors using segmental
bone aloimplants 43
- M. Yatsuliak, M. Nemesh, S. Martsyniak,
M. Kabatsii, V. Filipchuk
FEAR index in the diagnosis of hip instability
in patients with cerebral palsy. FEAR index
and migration percentage
in mathematical modeling
of hip instability in cerebral palsy 51

To General Practitioner

- O.D. Karpinskaya, Khasawneh Ayham, G.V. Ivanov
Joint contractures: etiology, pathological anatomy,
basic approaches to prevention and treatment 62
- V.O. Fishchenko, Obeidat Khaled Jamal Saleh,
O.D. Karpinska
Biomechanical justification of rehabilitation measures
after total knee replacement 66

Problems in the System of Higher Education

- A.I. Bodnya
Distance learning process in the context of a pandemic 72

Memory

- In memoriam of Professor Vasyi Popov 76

DOI: <https://doi.org/10.22141/1608-1706.1.23.2022.876>Тяжелов А.А.¹, Карпінський М.Ю.¹, Юрченко Д.А.², Карпінська О.Д.¹, Гончарова Л.Є.²¹ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна²Донецький національний медичний університет МОЗ України, м. Лиман, Україна

Математичне моделювання як інструмент дослідження функції м'язів тазового пояса при диспластичному коксартрозі

Резюме. Актуальність. Диспластичний коксартроз у дорослих пацієнтів характеризується зміною геометричних параметрів, проксимального відділу стегнової кістки, вертлюжної западини та їх співвідношень. При зміні геометричних параметрів кульшового суглоба змінюються кути прикріплення м'язів та плечі їх сил, що обумовлює особливості роботи м'язів тазового пояса. **Мета роботи** — обґрунтування та побудова математичної моделі роботи м'язів тазового пояса при диспластичному коксартрозі. **Матеріали та методи.** В основу будови моделі роботи м'язів тазового пояса при диспластичному коксартрозі було покладено базову фізичну модель таза та нижньої кінцівки. Зміну параметрів кульшового суглоба виконували згідно з даними проведеної раніше рентгенометрії 49 кульшових суглобів дорослих пацієнтів із диспластичним коксартрозом. Для кожного з м'язів було визначено параметри його роботи та його внесок у збереження горизонтальної рівноваги таза, складено рівняння рівноваги моментів сил м'язів тазового пояса та проаналізовано роботу всіх м'язів тазового пояса, зазначених у моделі. **Результати.** Кожен із м'язів, що забезпечують горизонтальну рівновагу таза, у нормі (при вазі пацієнта 80 кг) розвиває силу, що становить близько половини своєї максимально можливої сили, тобто всі м'язи працюють як мінімум із дворазовим запасом міцності. Збільшення ваги пацієнта на 20–25 % (до 100 кг і більше) помітно погіршує ефективність роботи м'язів. Вони змушені задіяти понад 70–80 % своєї абсолютної сили, що різко знижує їх витривалість та ефективність роботи. При легкому ступені дисплазії (1-й тип за Crowe) кожен з аналізованих м'язів розвиває силу, лише на третину менше її абсолютних значень. Збільшення ваги пацієнта на 20 % вимагає від кожного з м'язів майже максимальних зусиль. А подальше збільшення ваги потребує сили, що перевищує можливості м'яза. При важкому ступені дисплазії кульшового суглоба (3-й тип за Crowe) м'язи не в змозі впоратися з роботою зі збереження горизонтальної рівноваги таза. Пацієнти змушені будуть користуватися додатковою опорою або застосовувати пристосувальні механізми для полегшення пересування. **Висновки.** Розроблена нами математична модель роботи м'язів тазового пояса при дисплазії кульшового суглоба відображає клінічні прояви диспластичного коксартрозу та дозволяє вивчати особливості роботи м'язів тазового пояса до та після ендопротезування диспластичного кульшового суглоба. Зміна геометричних параметрів кульшового суглоба призводить до порушення функції м'язів тазового пояса та зменшує ефективність роботи абдукційного механізму. Найбільш значущий негативний вплив на роботу м'язів тазового пояса мають геометричні зміни кульшового суглоба, які збільшують момент сили гравітації та зменшують момент сили м'язів-абдукторів. Корекція зазначених параметрів при ендопротезуванні кульшового суглоба покращує біомеханічні умови роботи м'язів тазового пояса і підвищує ефективність абдукційного механізму. Отримані результати показали, яким чином диспластичні зміни кульшового суглоба негативно впливають на роботу м'язів тазового пояса, довели, що найважливішими факторами ефективної роботи абдукційного механізму є сила м'язів та вага пацієнта. І саме ці фактори мають критичний вплив на роботу м'язів тазового пояса щодо збереження горизонтальної рівноваги таза.

Ключові слова: диспластичний коксартроз; м'язи тазового пояса; кульшовий суглоб

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

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

Для кореспонденції: Тяжелов Олексій Алімович, доктор медичних наук, професор, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», вул. Пушкінська, 80, м. Харків, 61024, Україна; e-mail: alzhar3001@gmail.com

For correspondence: A. Tyazhelov, MD, PhD, Professor, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; e-mail: alzhar3001@gmail.com

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

Вступ

Диспластичний коксартроз у дорослих пацієнтів характеризується цілою низкою особливостей. Насамперед це зміна геометричних параметрів, проксимального відділу стегнової кістки, вертлюжної западини та їх співвідношень. Зокрема, у пацієнтів із цією патологією часто спостерігається збільшення шийково-діафізарного кута (ШДК) стегнової кістки, змінюється форма вертлюжної западини, її глибина, товщина її дна, співвідношення проксимального відділу стегнової кістки та вертлюжної западини [1–4], тобто порушується конгруентність суглобових поверхонь.

При змінненні геометричних параметрів кульшового суглоба змінюються кути прикріплення м'язів та плечі їх сил, що обумовлює особливості роботи м'язів тазового пояса. Зокрема, зміна кута прикріплення м'яза або кута його дії разом із вкороченням плеча сили м'яза призводять до зменшення моменту сили, що знижує ефективність його роботи. Крім того, самі м'язи в дорослих пацієнтів із диспластичним коксартрозом під час прогресування захворювання розвиваються інакше, ніж у нормальних умовах, тому їх скорочувальна активність й абсолютна сила нижчі. Розвиток в цих умовах згинально-привідної контрактури з м'язовим дисбалансом і порушенням рухів у кульшовому суглобі також негативно впливає на роботу м'язового апарата тазового пояса [5], зменшуючи ефективність роботи абдукційного механізму.

Клінічне дослідження роботи м'язів тазового пояса має певні обмеження [6] і не дозволяє повноцінно вивчити, як робота м'язів залежить від геометричних параметрів кульшового суглоба, тому моделювання роботи м'язів тазового пояса було обрано нами як інструмент для вивчення ефективної роботи абдукційного апарата кульшового суглоба. В основу розробки такої моделі покладено принцип горизонтальної рівноваги таза при одноопорному стоянні, тобто м'язи-абдуктори стегна повинні протидіяти вазі пацієнта (силі гравітації), утримуючи таз горизонтально не менш ніж із двократним запасом міцності. Це так звана робота абдукційного механізму, ефективність якої клінічно ми оцінюємо за наявності кульгавості при ходьбі, ознак Тренделенбуга та Дюшена, використання додаткових опор тощо.

Мета роботи — обґрунтування та побудова математичної моделі роботи м'язів тазового пояса при диспластичному коксартрозі.

Матеріали та методи

В основу будови моделі роботи м'язів тазового пояса при диспластичному коксартрозі було покладено базову фізичну модель таза та нижньої кінцівки, розроблену в лабораторії біомеханіки ГУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», на основі якої створено пласку графічну модель [7], до якої були внесені суттєві

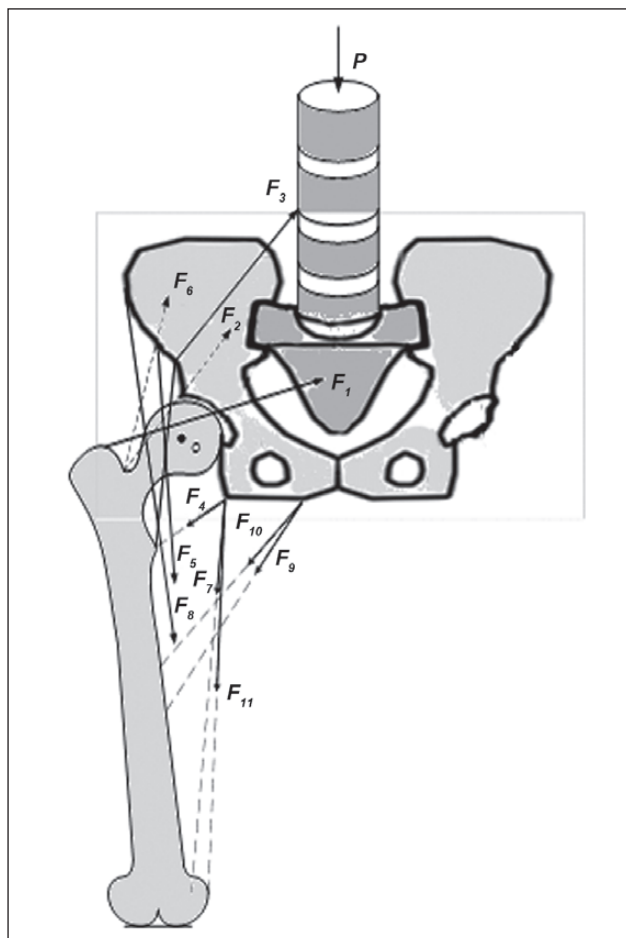


Рисунок 1. Графічне зображення моделі кульшового суглоба з позначенням м'язів — стабілізаторів таза. Векторами позначені сили та кути напрямку дії м'язів: F_1 — *m. piriformis*; F_2 — група м'язів: *m. gluteus medius*, *m. gluteus minimus*, *m. tensor fasciae latae*; F_3 — *m. iliopsoas*; F_4 — *m. sartorius*; F_5 — *m. rectus femoris*; F_6 — *m. gluteus maximus*; F_7 — *m. gracilis*; F_8 — *m. pectineus*; F_9 — *m. add. longus*; F_{10} — *m. add. brevis*; F_{11} — *m. add. magnus*; P — вага тіла

доповнення та зміни. Зокрема, були зміннені геометричні параметри кульшового суглоба (збільшено ШДК стегнової кістки, потовщено дно вертлюгової западини, змінено положення центра обертання головки стегнової кістки), що призвело до зміни кутів прикріплення м'язів тазового пояса та моментів сил та інших змін. Зміну параметрів кульшового суглоба виконували згідно з даними проведеної раніше рентгенометрії 49 кульшових суглобів дорослих пацієнтів із диспластичним коксартрозом (із дисплазією кульшового суглоба I–III ступеня за Crowe, 1979 [8]). Крім того, до моделі додано привідні м'язи та змодельована згинально-привідна контрактура кульшового суглоба.

Графічна модель кульшового суглоба з позначенням м'язів — стабілізаторів таза та схеми їх дії подані на рис. 1.

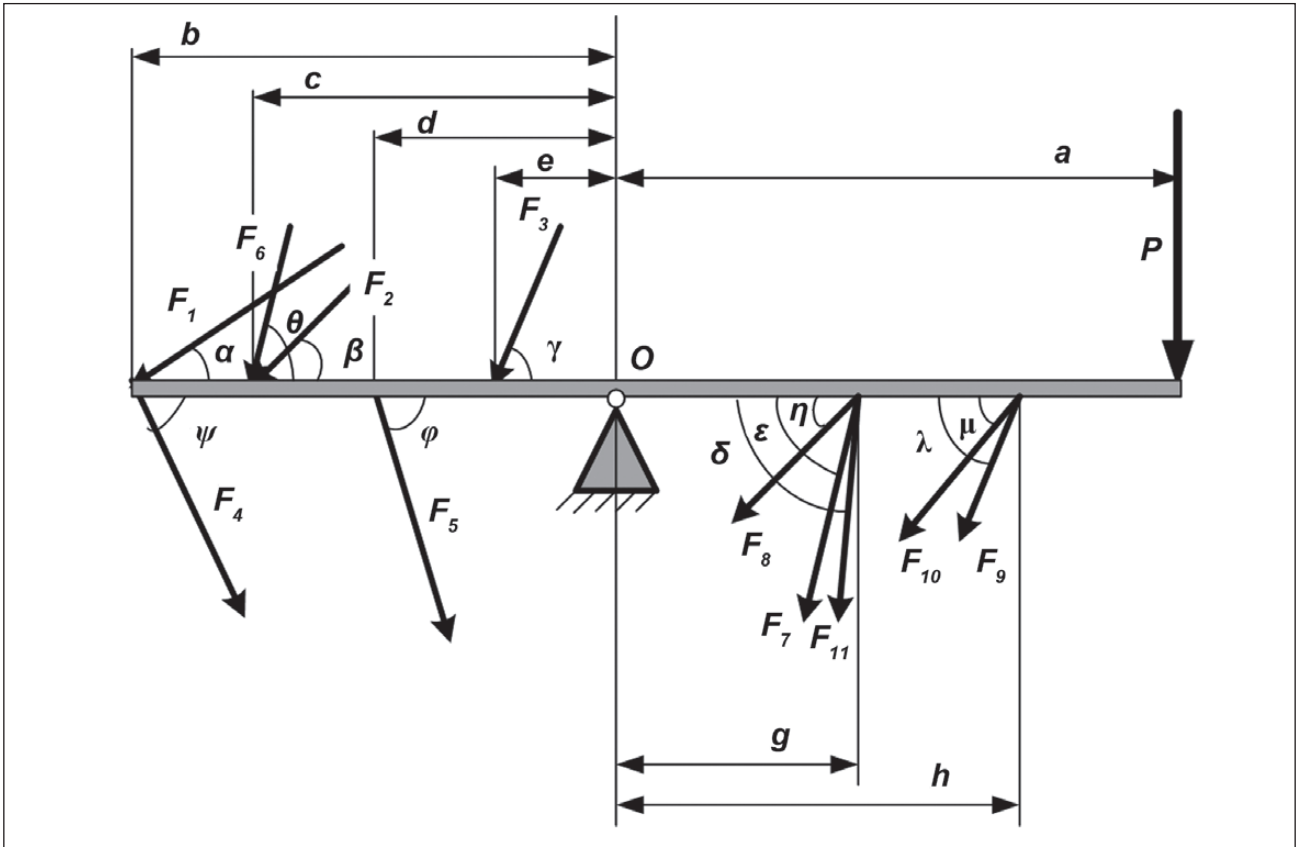


Рисунок 2. Розрахункова схема моделі роботи м'язів із включенням м'язів-аддукторів стегна

На основі даної графічної моделі побудована розрахункова схема роботи м'язів у вигляді важеля першого роду (рис. 2), що відрізняється від базової розрахункової схеми показниками величини плеча сили та кутом прикріплення кожного м'яза, характерними для дисплазії кульшового суглоба, а також включає м'язи привідної групи стегна. Як і в базовій моделі, для кожного з м'язів було визначено параметри його роботи та його внесок у збереження горизонтальної рівноваги таза, складено рівняння рівноваги моментів сил м'язів тазового пояса та проаналізовано роботу всіх м'язів тазового пояса, зазначених у моделі.

Сама математична модель являє собою рівняння рівноваги моментів м'язових сил — горизонтальних стабілізаторів таза.

$$\sum M = 0. \quad (1)$$

Рівняння рівноваги моментів сил для нашої розрахункової схеми буде мати вигляд:

$$M(P) - M(F_1) - M(F_2) - M(F_3) - M(F_4) - M(F_5) - M(F_6) + M(F_7) + M(F_8) + M(F_9) + M(F_{10}) + M(F_{11}) = 0, \quad (2)$$

або

$$\alpha P - dF_1 \cos \alpha - cF_2 \cos \beta - dF_3 \cos \gamma - bF_4 \cos \varphi - dF_5 \cos \varphi - cF_6 \cos \theta + gF_7 \cos \varepsilon + gF_8 \cos \eta + hF_9 \cos \lambda + hF_{10} \cos \mu + gF_{11} \cos \delta = 0, \quad (3)$$

або

$$\alpha P = bF_1 \cos \alpha + cF_2 \cos \beta + eF_3 \cos \gamma + bF_4 \cos \varphi + dF_5 \cos \varphi + cF_6 \cos \theta - gF_7 \cos \varepsilon - gF_8 \cos \eta - hF_9 \cos \lambda - hF_{10} \cos \mu - gF_{11} \cos \delta, \quad (4)$$

де буквами a, b, c, d, e, g, h позначено величину плеча сили відповідного м'яза, а $\alpha, \beta, \gamma, \varphi, \theta, \varepsilon, \eta, \lambda, \mu, \delta$ — кут дії сили відповідного м'яза.

Характеристики роботи м'язів взяті з літературних даних [11] та отримані шляхом прямих вимірів на фізичній моделі (табл. 1).

Результати

Підставляючи значення ваги тіла пацієнта, величин плеча сил та кутів дії м'язів із табл. 1 в рівняння (4), отримуємо:

$$0,07P = 0,04F_1 \cos 70^\circ + 0,03F_2 \cos 30^\circ + 0,01F_3 \cos 20^\circ + 0,04F_4 \cos 20^\circ + 0,02F_5 \cos 5^\circ + 0,03F_6 \cos 10^\circ - 0,03F_7 \cos 80^\circ - 0,03F_8 \cos 5^\circ - 0,05F_9 \cos 55^\circ - 0,05F_{10} \cos 50^\circ - 0,03F_{11} \cos 85^\circ,$$

або

$$0,07P = 0,038F_1 + 0,015F_2 + 0,003F_3 + 0,014F_4 + 0,02F_5 + 0,05F_6 - 0,03F_7 - 0,003F_8 - 0,041F_9 - 0,038F_{10} - 0,03F_{11}.$$

Таким чином, ми отримуємо показники сил, необхідних для збереження горизонтальної рівноваги таза в нормі (табл. 2).

Таблиця 1

Сила	М'яз	Максимальна сила, Н	Плецо сили, м	Кут дії сили	Величина кута, град.
F_1	Piriformis	296	0,04	α	70
F_2	Gluteus medius	1363	2103	β	30
	Gluteus minimus	585			
	Tensor fascia latae	155			
F_3	Iliopsoas	800	0,01	γ	20
F_4	Sartorius	104	0,04	φ	20
F_5	Rectus femoris	260	0,02	φ	5
F_6	Gluteus maximus (передня порція)	648	0,03	θ	10
F_7	Gracilis	-110	0,03	ε	80
F_8	Pectineus	-175	0,03	η	5
F_9	Add. longus	-420	0,05	λ	55
F_{10}	Add. brevis	-285	0,05	μ	50
F_{11}	Add. magnus	-1100	0,03	δ	85
P	Вага тіла	700–1200	0,07	–	0

Таблиця 2. Величини сил, необхідних для забезпечення горизонтальної рівноваги таза в нормі, і максимальні (абсолютні) значення сил

Група	М'язи		Мах сила м'яза	Сила м'язів, Н		
	По-значка	Назва		при вазі пацієнта (P), кг		
				80	100	120
Абдуктори	F_1	Piriformis	296	174	218	261
	F_2	Gluteus medius	2105	1239	1548	1858
		Gluteus minimus				
		Tensor fasciae latae				
	F_3	Iliopsoas	800	471	588	706
	F_4	Sartorius	104	61	76	92
	F_5	Rectus femoris	779	458	573	688
F_6	Gluteus maximus	1296	763	953	1144	
Аддуктори	F_7	Gracilis	−110	−65	−81	−97
	F_8	Pectineus	−175	−103	−129	−154
	F_9	Add. longus	−420	−247	−309	−371
	F_{10}	Add. brevis	−285	−168	−210	−252
	F_{11}	Add. magnus	−1100	−647	−809	−971
Показник сили відносно max значення , %				58,8	73,6	88,3

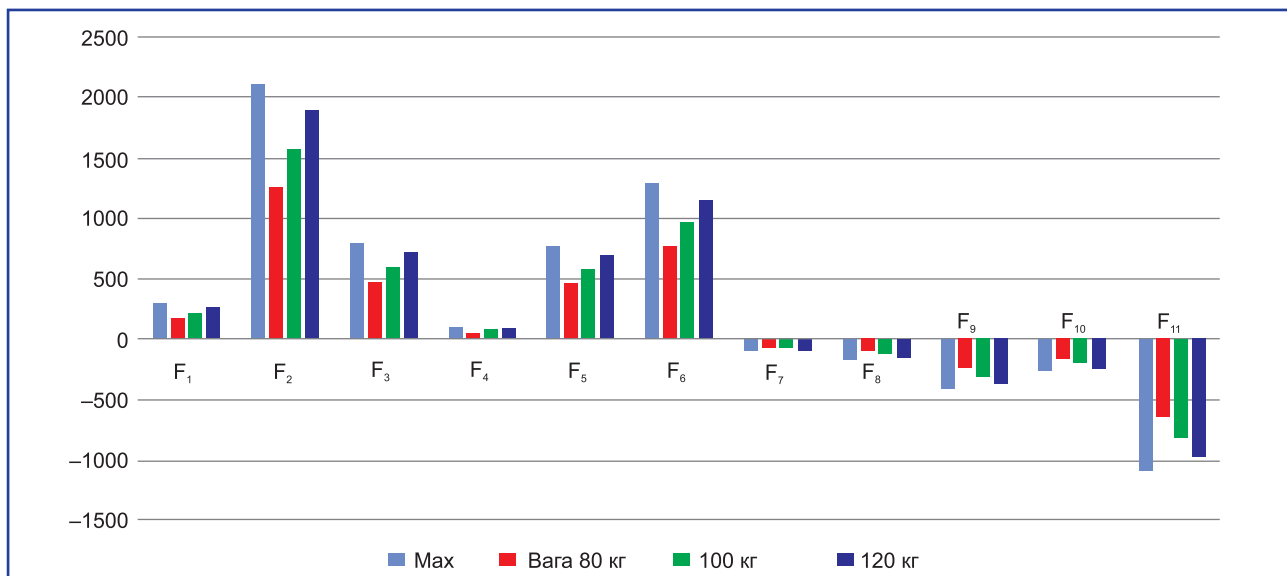


Рисунок 3. Діаграма величин сил, що повинні розвинути м'язи тазового пояса при нормальних силових та геометричних показниках залежно від ваги тіла

Як бачимо з даних таблиці, кожен із м'язів, що забезпечують горизонтальну рівновагу таза, у нормі (при вазі пацієнта 80 кг) розвиває силу, що становить близько половини своєї максимально можливої сили, тобто всі м'язи працюють як мінімум із дворазовим запасом міцності. А якщо взяти до уваги синергізм роботи м'язів-абдукторів (підвищення поєднаної сили м'язів-агоністів під час руху), то можна говорити, що запас міцності роботи м'язів у нормі становить не менше 3–4 разів.

Натомість збільшення ваги пацієнта на 20–25 % (до 100 кг і більше) помітно погіршує ефективність роботи м'язів. Вони змушені задіяти понад 70–80 % своєї абсолютної сили, що різко знижує їх витривалість та ефективність роботи.

Як приклад наводимо діаграму величин сили м'язів тазового пояса, необхідної для збереження горизонтальної рівноваги таза (рис. 3).

На діаграмі чітко візуалізується, що необхідна для горизонтальної рівноваги таза сила кожного з аналізованих м'язів (другий стовпець) менша за її абсолютні значення (перший стовпець) майже вдвічі. Але збільшення ваги пацієнта на 20 % і більше (третій та четвертий стовпці) вимагає від кожного з м'язів зусиль у 70–80 % від його максимальних можливостей.

В умовах тривалого функціонування диспластичного кульшового суглоба виникає як ціла низка змін геометричних параметрів вертлюжної западини та проксимального відділу стегнової кістки, так і порушення в роботі м'язів тазового пояса.

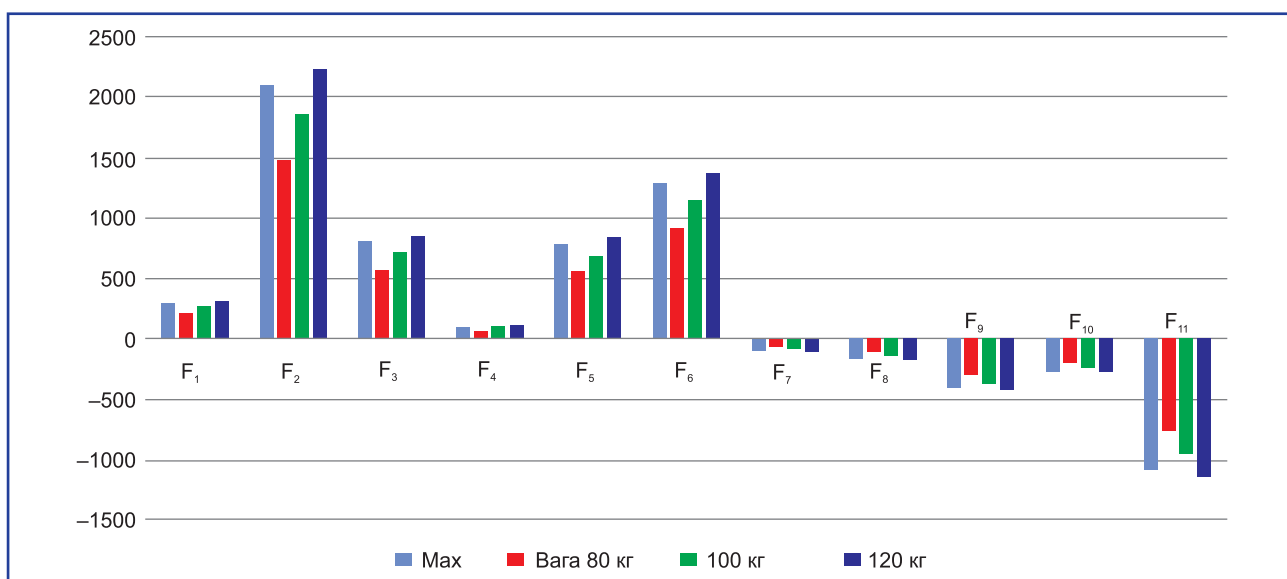


Рисунок 4. Діаграма величин сил, що повинні розвинути м'язи тазового пояса при 1-му типі дисплазії кульшового суглоба за Crowe

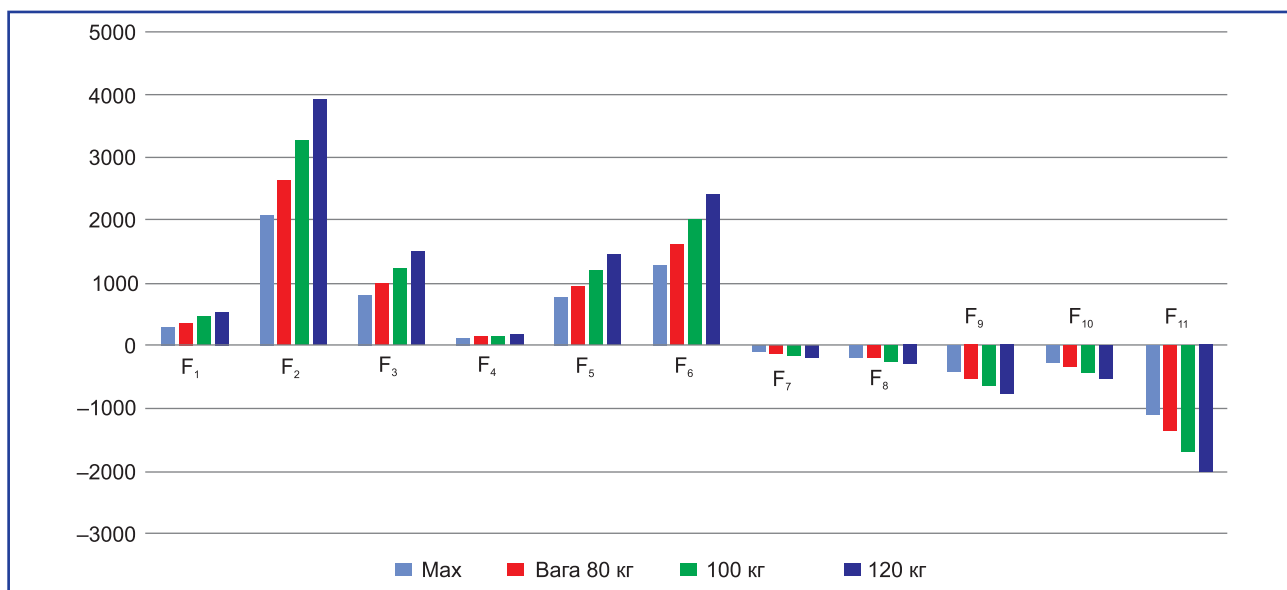


Рисунок 5. Діаграма величин сил, що повинні розвинути м'язи тазового пояса при 3-му типі дисплазії кульшового суглоба за Crowe

Тому ми підставили в рівняння (4) конкретні значення змінених геометричних параметрів кульшового суглоба, характерних для диспластичного суглоба, та занижені показники абсолютної сили м'язів, що характерно для диспластичного процесу. Такими зміненими параметрами були: ШДК стегнової кістки, товщина дна вертлюжної западини, латералізація центра обертання головки стегнової кістки, величина приведення стегна. Таким чином, нам вдалося визначити вплив конкретних змінених показників кульшового суглоба на роботу м'язів тазового пояса.

Для порівняння наводимо діаграми зусиль м'язів при 1-му та 3-му типі дисплазії тазостегнового суглоба за Crowe (рис. 4, 5).

Як видно з наведеної діаграми, при легкому ступені дисплазії (1-й тип за Crowe) кожен з аналізованих м'язів (другий стовпець) розвиває силу, на третину менше її абсолютних значень (перший стовпець). За умов м'язового синергізму це можна вважати задовільною функцією м'язів. Але збільшення ваги пацієнта на 20 % (третій стовпець) вимагає від кожного з м'язів майже максимальних зусиль. А подальше збільшення ваги (четвертий стовпець) потребує зусиль, що перевищують можливості м'яза. Тобто вага пацієнта має важливий негативний вплив на роботу м'язів – горизонтальних стабілізаторів таза.

Отримані дані показують, що при тяжкому ступені дисплазії кульшового суглоба (3-й тип за Crowe) м'язи не в змозі впоратися з роботою зі збереження горизонтальної рівноваги таза. Отже, ознаки м'язової недостатності у вигляді кульгавості, розгойдування тулуба, нахилів тазу при ходьбі матимуть постійні прояви. Пацієнти змушені будуть користуватися додатковою опорою або застосовувати пристосувальні механізми для полегшення пересування, тому що від м'язів вимагатимуться зусилля, що перевищують їх можливості.

Обговорення

Таким чином, використовуючи розроблену нами модель роботи м'язів зі збереження горизонтальної рівноваги таза, ми оцінили ефективність роботи абдукційного механізму в нормі, потім, після внесення змін, характерних для диспластичного ураження кульшового суглоба, ми промодельовали внесок кожної патологічної зміни в порушення роботи абдукційного механізму. Використовуючи сукупність усіх патологічних змін, ми створили математичні моделі диспластичного коксартрозу з різним ступенем вираженості змін, які ми умовно визначили як легкі, середні та тяжкі диспластичні зміни кульшового суглоба (1–3-й типи за Crowe). Аналізуючи отримані в результаті моделювання дані про роботу м'язів диспластичного кульшового суглоба, слід зазначити, що побудована математична модель відповідає поставленим завданням, варіанти моделей 1–3-го типів за Crowe узгоджуються з клінічною картиною дисплазії кульшового суглоба різного ступеня в дорослих хворих і можуть бути використані для подальшої роботи.

Математичне моделювання роботи м'язів тазового пояса в умовах дисплазії кульшового суглоба показало, що:

- збільшення ШДК стегнової кістки негативно, але не критично впливає на ефективність роботи м'язів тазового пояса, також помірний негативний вплив справляє згинально-привідна контрактура кульшового суглоба;

- потовщення дна вертлюжної западини до 5 мм не справляє вираженого впливу на роботу м'язів тазового пояса, проте подальше збільшення товщини дна вертлюжної западини різко погіршує умови роботи м'язів-абдукторів та різко знижує ефективність роботи абдукційного механізму;

— латералізація центра обертання головки стегнової кістки має набагато більший негативний вплив на роботу м'язів, ніж потовщення дна вертлюжної западини, хоча обидва ці фактори мають аналогічний механізм впливу. І потовщення дна вертлюжної западини, і латералізація центра обертання головки стегнової кістки збільшують плече сили гравітації. Але кути дії сил м'язів-абдукторів при латералізації центра обертання головки стегнової кістки змінюються більшою мірою, і здебільшого зменшуються плечі сил м'язів групи абдукторів стегна. Цим і пояснюється така помітна відмінність у впливі цих факторів на роботу абдукційного механізму кульшового суглоба;

— маса тіла пацієнта має дуже вагомий негативний вплив на роботу абдукційного механізму.

Основні завдання даного дослідження: показати вплив окремих геометричних параметрів кульшового суглоба на функцію м'язів тазового пояса; показати, яким чином і за рахунок чого погіршується робота абдукційного механізму кульшового суглоба при дисплазії; виявити приховані резерви для покращення роботи м'язів — стабілізаторів кульшового суглоба. Проведені нами дослідження продемонстрували, що основні параметри кульшового суглоба, що визначають величину плеча сили абдукторів стегна, доцільно розглядати як біомеханічні критерії ефективності роботи м'язів кульшового суглоба, а біомеханічні рішення в стратегії оперативного лікування коксартрозу відіграють ключову роль у забезпеченні нормальної роботи ендопротеза кульшового суглоба [12].

Особливе значення це має при диспластичному коксартрозі, тому що саме дисплазія кульшового суглоба викликає цілий каскад взаємопов'язаних біомеханічних порушень, що не тільки впливають на геометричні параметри суглоба, але і порушують роботу м'язів.

Ендопротезування кульшового суглоба практично завжди усуває більшість наявних геометричних протиріч між проксимальним відділом стегнової кістки та вертлюжною западиною, а якщо і залишаються якісь залишкові невідповідності, то вони компенсуються під час ходьби завдяки роботі м'язів [13].

Але, на жаль, відновити правильну біомеханіку штучного суглоба не завжди вдається [13], тому що дуже складно врахувати при плануванні та виконанні операції ендопротезування всі сформовані за час хвороби компенсаторні та адаптаційні реакції і стереотипи рухів, які будуть частково зруйновані. Нові ж рухові стратегії повинні бути вироблені з урахуванням нових умов роботи м'язів, що змінилися.

Висновки

1. Розроблена нами математична модель роботи м'язів тазового пояса при дисплазії кульшового суглоба відображає клінічні прояви диспластичного коксартрозу та дозволяє вивчати особливості роботи м'язів тазового пояса до та після ендопротезування диспластичного кульшового суглоба.

2. Зміна геометричних параметрів кульшового суглоба призводить до порушення функції м'язів тазового пояса та зменшує ефективність роботи абдукційного механізму. Найбільш значимий негативний вплив на роботу м'язів тазового пояса справляють геометричні зміни кульшового суглоба, які збільшують момент сили гравітації та зменшують момент сили м'язів-абдукторів (збільшення ШДК стегнової кістки, згинально-привідна контрактура, потовщення дна вертлюжної западини більше 5 мм, латералізація центра обертання головки стегнової кістки та збільшення ваги пацієнта).

3. Корекція зазначених параметрів при ендопротезуванні кульшового суглоба покращує біомеханічні умови роботи м'язів тазового пояса і підвищує ефективність абдукційного механізму.

4. Отримані результати показали, яким чином диспластичні зміни кульшового суглоба негативно впливають на роботу м'язів тазового пояса, та довели, що найважливішими факторами ефективної роботи абдукційного механізму є сила м'язів та вага пацієнта. І саме ці фактори справляють значний вплив на роботу м'язів тазового пояса щодо збереження горизонтальної рівноваги таза.

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

Список літератури

1. Flecher X. Evaluation of the hip center in total hip arthroplasty for old developmental dysplasia. *J. Arthroplasty*. 2008. Vol. 23. № 8. P. 1189-1196. DOI: 10.1016/j.arth.2007.10.008.
2. Ganz R., Leunig M. Morphological variations of residual hip dysplasia in the adult. *Hip Int*. 2008. Vol. 17. Suppl. 5. P. 22-28. Doi: 10.1177/112070000701705S04.
3. Emrah Kovalak, Hanife Özdemir, Cenk Ermutlu, Abdullah Obut. Assessment of hip abductors by MRI after total hip arthroplasty and effect of fatty atrophy on functional outcome. *Acta Orthop. Traumatol. Turc*. 2018 May. 52(3). P. 196-200. doi: 10.1016/j.aott.2017.10.005.
4. Yang S., Cui Q. Total hip arthroplasty in developmental dysplasia of the hip: Review of anatomy, techniques and outcomes. *World J. Orthop*. 2012. Vol. 3. № 5. P. 42-48. DOI: 10.5312/wjo.v3.i5.42.
5. Meyer C.A.G., Wesseling M., Corten K., Nieuwenhuys A., Monari D., Simon J.-P., Jonkers I., Desloovere K. Hip movement pathomechanics of patients with hip osteoarthritis aim at reducing hip joint loading on the osteoarthritic side. *Gait Posture*. 2018 Jan. 59. P. 11-17. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.09.020.
6. Levin S., de Solórzano S.L., Scarr G. The significance of closed kinematic chains to biological movement and dynamic stability. *J. Bodyw. Mov. Ther*. 2017. Vol. 21. № 3. P. 664-672. DOI: 10.1016/j.jbmt.2017.03.012.
7. Тяжелов А., Карпинский М.Ю., Карпинская Е.Д., Гончарова Л.Д., Климовицкий Р.В. Моделирование работы мышц тазового пояса после эндопротезирования тазобе-

дренного сустава при различной величине общего бедренного офсета. Травма. 2017. Т. 18. № 6. С. 133-141. DOI: 10.22141/1608-1706.6.18.2017.121191.

8. Crowe J.F., Mani V.J., Ranawat S. Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1979. 61(1). P. 15-23. PMID: 365863.

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

10. Тяжелов А.А., Карпинская Е.Д., Гончарова Л.Д., Климовицкий Ф.В. Особенности работы абдукционно-тазобедренного сустава до и после тотального эндопротезирования. *Мир медицины и биологии*. 2020. № 3(73). С. 134-139. DOI: 10.26724/2079-8334-2020-3-73-134-139.

11. Ong K.L., Manley M.T., Nevelos J., Greene K. Review: biomechanical issues in total hip replacement. *Surg. Technol. Int.* 2012. Dec. 22. P. 222-8. PMID: 23023572.

12. Takabayashi I.T., Kubo E.M. Evaluation of factors that affect hip moment impulse during gait: A systematic review. *Gait Posture*. 2018 Mar. 61. P. 488-492. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.02.017.

13. Tsai T., Dimitriou D., Li G., Kwon Y. Does total hip arthroplasty restore native hip anatomy? Three-dimensional reconstruction analysis. *International Orthopaedics*. 2014. 38(8). P. 1577-1583. doi: 10.1007/s00264-014-2401-3.

Отримано/Received 06.01.2022

Рецензовано/Revised 17.01.2022

Прийнято до друку/Accepted 20.01.2022 ■

Information about authors

Olexiy Tyazhelov, MD, PhD, Professor, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: alzhaz3001@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-0534-0528>.

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>.

Denis Yurchenko, Assistant at the Department of traumatology, orthopaedics and military surgery, Donetsk National Medical University, Lyman, Donetsk region, 84404, Ukraine; e-mail: xnuvijak@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-6187-5711>.

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

Larysa Goncharova, Department of traumatology, orthopaedics and military surgery, Donetsk National Medical University, Lyman, Donetsk region, 84404, Ukraine.

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

A.A. Tyazhelov¹, M.Yu. Karpinsky¹, D.A. Yurchenko², O.D. Karpinska¹, L.E. Goncharova²

¹State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

²Donetsk National Medical University, Lyman, Donetsk Region, Ukraine

Mathematical modeling as a tool for studying pelvic girdle muscle function in dysplastic coxarthrosis

Abstract. Background. Dysplastic coxarthrosis in adult patients is characterized by changes in geometric parameters, proximal femur, acetabulum and their ratios. When changing the geometric parameters of the hip joint, the angles of muscles attachment and their moment arms change too, which determines the peculiarities of the pelvic girdle muscle functioning. The purpose of the work: substantiation and construction of a mathematical model of pelvic girdle muscles in dysplastic coxarthrosis. **Materials and methods.** The basic physical model of the pelvis and lower extremity was created to simulate the work of pelvic girdle muscles in dysplastic coxarthrosis. A change in the hip joint parameters was performed according to the data of previous radiography of 49 hip joints of adult patients with dysplastic coxarthrosis. For each of the muscles, the parameters of its work and its contribution into maintaining the horizontal balance of the pelvis were determined, the equation of a balance of moment arms of pelvic girdle muscles was compiled and the work of all pelvic girdle muscles specified in the model was analyzed. **Results.** Each of the muscles that ensure the horizontal balance of the pelvis, normally (at a patient's weight of 80 kg) develops an effort that is about half of its maximum possible strength, i.e. all muscles work with at least twice the margin of safety. Increasing the patient's weight by 20–25 % (up to 100 kg or more) significantly impairs muscle performance. They are forced to use more than 70–80 % of their absolute strength, which dramatically reduces their endurance and efficiency. In mild dysplasia (Crowe type 1), each of the analyzed muscles develops effort that is only a third less than

its absolute values. Increasing the patient's weight by 20 % requires almost maximum efforts from all muscles. And further weight gain requires efforts that exceed the capabilities of the muscle. In severe hip dysplasia (Crowe type 3), the muscles are unable to cope with maintaining the horizontal balance of the pelvis. Patients will be forced to use additional support or adaptive mechanisms to facilitate movement. **Conclusions.** The mathematical model of pelvic girdle muscle in hip dysplasia developed by us reflects the clinical manifestations of dysplastic coxarthrosis and allows studying the peculiarities of pelvic girdle muscle function before and after arthroplasty of a dysplastic hip. Changing the geometric parameters of the hip joint leads to dysfunction of the pelvic girdle muscles and reduces the efficiency of the abduction mechanism. Geometric changes in the hip joint have the most significant negative impact on the work of the pelvic girdle muscles that increase the moment arm of gravity and reduce the moment arm of the abductor muscles. Correction of these parameters in hip arthroplasty improves the biomechanical conditions of the pelvic girdle muscles and increases the efficiency of the abduction mechanism. The results showed how dysplastic changes in the hip joint negatively affect the work of the pelvic girdle muscles, proved that the most important factors in the effective operation of the abduction mechanism are muscle strength and weight of the patient. And it is these factors that have a critical impact on the work of the pelvic girdle muscles in terms of maintaining the horizontal balance of the pelvis.

Keywords: dysplastic coxarthrosis; pelvic girdle muscles; hip joint

Мовчанюк В.О.¹, Жук П.М.¹, Карпінська О.Д.², Карпінський М.Ю.², Сухоруков С.І.³

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

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

³Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна

Експериментальне дослідження щільності кісткової тканини при моноконділярній артропластиці колінного суглоба за попередніми даними КТ та інтраопераційного її визначення

Резюме. Актуальність. Одним з основних ускладнень при моноконділярному ендопротезуванні колінного суглоба є нестабільність компонентів ендопротеза. При плануванні операції необхідно враховувати мінеральну щільність кісткової тканини для запобігання негативним наслідкам у післяопераційному періоді, таким як асептичний та септичний процеси в зоні встановлення компонента ендопротеза.

Мета. Провести порівняльний аналіз результатів дослідження характеристик щільності кісткової тканини за даними комп'ютерної томографії та запропонованого пристрою. **Матеріали та методи.** Для розв'язання поставленого завдання було проведено дослідження щільності кісткової тканини ділянки опилу великогомілкової кістки за допомогою вимірювального пристрою. Для порівняння результатів виконували дослідження щільності кісткової тканини в зоні інтересу великогомілкової кістки за КТ-зображеннями колінного суглоба за шкалою одиниць Таунсфілда в 9 зонах. Досліджували дві групи по 10 хворих: I група — пацієнти, у яких за даними денситометрії була визначена остеопенія (T-score від -1,0 до -2,5), II група — за денситометрією T-score був меншим від -2,5. **Результати.** Установлено, що максимальна оптична щільність кортикального шару у хворих I групи становила 678 ± 150 HU, II групи — 377 ± 93 HU, модуль пружності становив 1435 ± 363 МПа, різниця величині абсорбції кортикального шару між групами статистично значуща ($t = 2,509$; $p = 0,046$). У центральних зонах 1, 2 та 3 індекс абсорбції тканини вищий у хворих I групи. На крайових зонах 4, 6, 7 та 8 рівень абсорбції кісткової тканини у групах хворих практично однаковий. Модуль пружності губчастої тканини великогомілкової кістки в зоні опилу при ендопротезуванні статистично не відрізняється від розрахованих значень, хоча показник менший. Це пов'язано із структурою губчастої тканини, яка має тонкі кісткові пластинки й перекладини (трабекули), які перехрещуються між собою й утворюють багато чарунок. У місці вимірювання твердості губчастої тканини велика ймовірність потрапляння в міжтрабекулярний проміжок, хоча розмір індентора більший, тому у вимірювання залучаються й кісткові структури. **Висновки.** Сучасні методи медичної візуалізації, у тому числі КТ, дають не тільки точні дані щодо змін структур кісткової тканини, а й можливість визначити фізичні властивості тканин — оптичну абсорбцію кісткових структур, геометричні розміри тощо. Однак томографічні дослідження на сьогодні все ж залишаються доволі дорогими, тому розробляються більш доступні способи визначення фізичних даних кістки. Розроблений спосіб та пристрій вимірювання щільності кісткової тканини дозволяє швидко та об'єктивно визначити якість кістки в зоні резекції. Але в деяких випадках у хворих зі зниженою щільністю кісткової тканини виникає необхідність у додатковому передопераційному проведенні КТ-досліджень.

Ключові слова: кісткова тканина; щільність; тибіальне плато; ендопротезування

Вступ

Моноконділярне ендопротезування колінного суглоба останніми десятиліттями набирає все більшої популярності серед ортопедів Європи загалом та України зокрема. Цей метод лікування дозволяє швидко відновити функцію колінного суглоба, отримати раннє та повне його навантаження, має малу травматичність та короткий термін порівняно з тотальним ендопротезуванням, дозволяє зберегти зв'язковий апарат, не менш важливою є і помірна вартість імплантата [1].

Одним з основних ускладнень, що може вплинути на виживання встановленого імплантата, є нестабільність компонентів ендопротеза. Однією з основних причин цього є остеопороз.

Важливий вплив на стабільність встановленого тибіального компонента ендопротеза має мінеральна щільність кісткової тканини (МЩКТ) саме в зоні його імплантації. При плануванні операції необхідно враховувати МЩКТ для запобігання негативним наслідкам у післяопераційному періоді, таким як асептичний та септичний процеси в зоні встановлення компонента ендопротеза, ознаки його нестабільності, що можуть нівелювати роботу хірурга [2].

Складаються умови, у яких складно прогнозувати дійсну картину, пов'язану з мінералізацією кістки в зоні інтересу хірурга. Особливо це важливо при моноконділярному ендопротезуванні колінного суглоба і більшою мірою в літніх людей.

Для визначення мінеральної щільності кісткової тканини часто застосовують денситометричне обстеження, що має опосередкований характер та не завжди об'єктивно показує стан кістки, що спостерігається під час операції. Створилась ситуація, при якій складно дізнатись вірогідні дані про МЩКТ у зоні встановлення ендопротеза, що особливо важливо в людей похилого віку.

Стан кісткової тканини можна визначити за рентгенограмами за допомогою програмного комплексу X-rays [3, 4]. Недоліком цього методу є те, що він не дає можливості отримати дані про розподіл щільності кісткової тканини в площині її опилу.

Методом передопераційного планування може бути комп'ютерна томографія, яка дозволяє визначити щільність біологічних тканин в одиницях Гаунсфілда [5], але не завжди є можливість виконати КТ-дослідження до операції. Тому нами розроблений пристрій, що дозволяє проводити інтраопераційне вимірювання щільності кісткової тканини.

Мета: провести порівняльний аналіз результатів дослідження характеристик щільності кісткової тканини за даними комп'ютерної томографії та запропонованого пристрою.

Матеріали та методи

Для вирішення поставленого завдання було проведено дослідження щільності кісткової тканини ділянки опилу великогомілкової кістки за допомогою вимірювального пристрою. Схема пристрою наведена на рис. 1.

Робота пристрою базується на вимірюванні твердості за Віккерсом [6]. Цей метод відноситься до неруйнівних видів механічних випробувань та дозволяє вивчати механічні властивості компактної кісткової тканини у малих обсягах. Він ґрунтується на дослідженні залежності глибини проникнення алмазного конуса у вигляді чотиригранної пірамідки в досліджуваний матеріал від величини зусилля. Вимірювання проводили на 90 опилах плато великогомілкової кістки, видалених під час виконання операції моноконділярного ендопротезування (рис. 2).

Для порівняння результатів дослідження виконували рентгенометричне дослідження щільності кісткової тканини в зоні інтересу великогомілкової кістки. Ви-

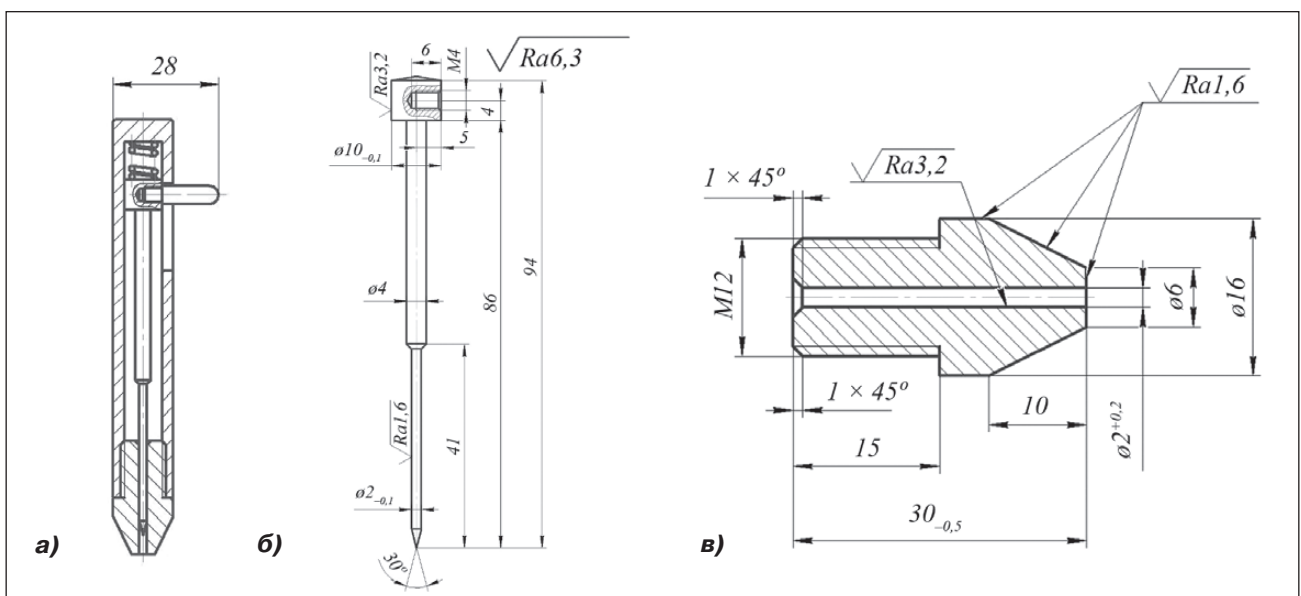


Рисунок 1. Пристрій для визначення щільності кісткової тканини: а) корпус; б) шток; в) наконечник



Рисунок 2. Опил медіального плато великогомілкової кістки

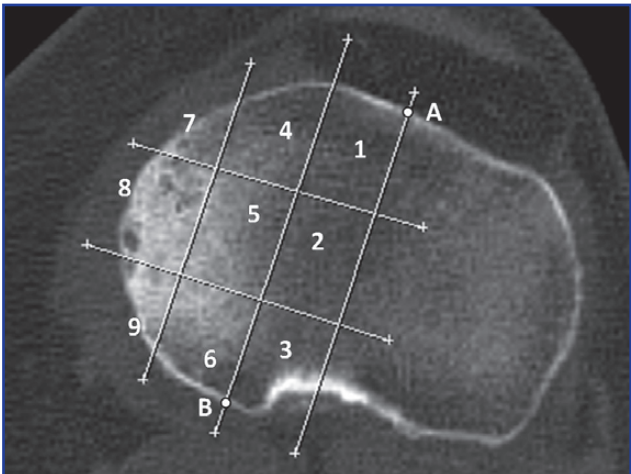


Рисунок 3. Зони вимірювання оптичної щільності

мірювання виконували на КТ-зображеннях колінного суглоба за шкалою одиниць Гаунсфілда [5]. Використовували томограми тих самих пацієнтів, зроблені до виконання оперативного втручання.

Шкала одиниць Гаунсфілда (денситометричних показників, англ. HU) — шкала лінійного послаблення (абсорбції) випромінювання щодо дистильованої води, рентгенівська щільність якої була прийнята за 0 HU (при стандартному тиску та температурі) [5].

Для визначення рівня абсорбції губчастої тканини ділянки опилу великогомілкової кістки проводили аналіз КТ, зроблених до виконання операції ендопротезування.

Шар КТ, по якому передбачалося видалення необхідної частини великогомілкової кістки, було розділено на 9 зон (рис. 3).

По кожній зоні визначали максимальний індекс абсорбції в одиницях Гаунсфілда (HU) (рис. 4).

Таблиця 1. Середні денситометричні показники деяких речовин та тканин в одиницях Гаунсфілда

Речовина	HU
Повітря	–1000
Вода	0
Кров	Від +30 до +45
М'язи	Від +10 до +40
Кістка	Від +700 (губчаста речовина) до +3000 (кісткова речовина)

Рівень абсорбції кортикального шару визначали за максимальним значенням по протяжності від точки А до точки В. Отримані дані абсорбції кісткової тка-

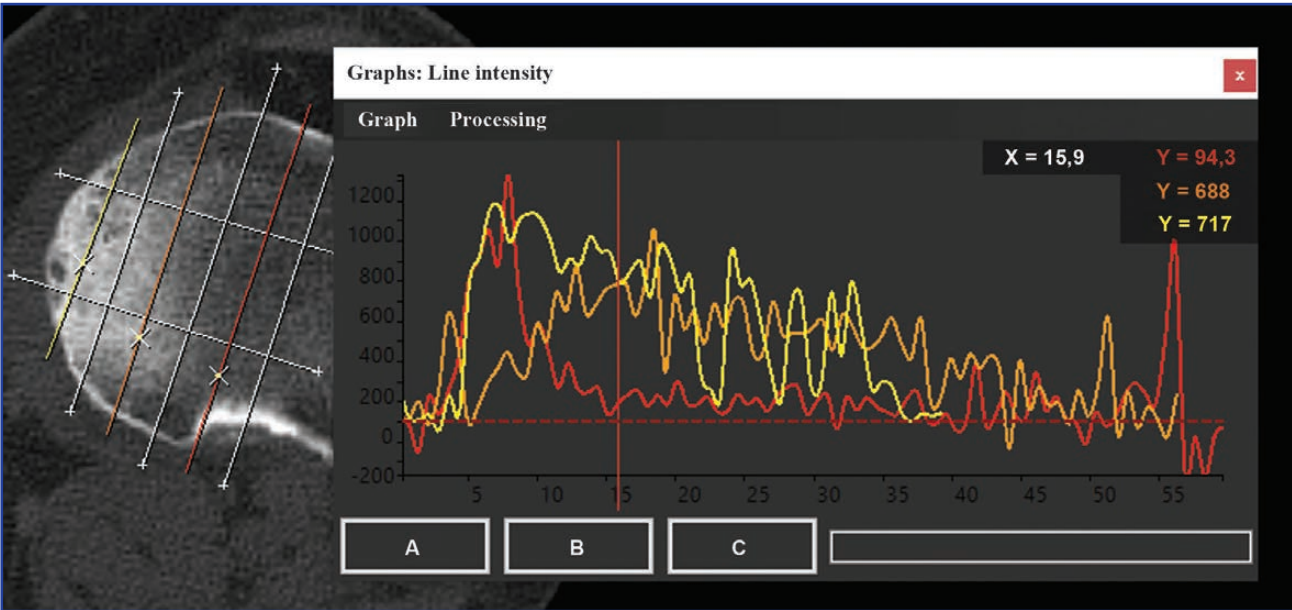


Рисунок 4. Визначення індексу Гаунсфілда

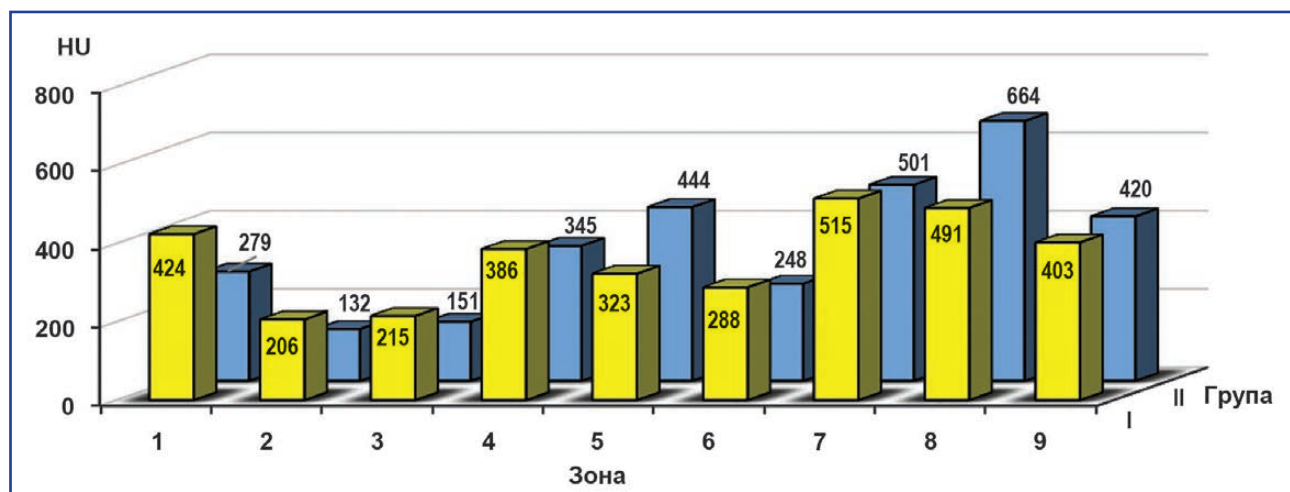


Рисунок 5. Розподіл індексу абсорбції губчастої тканини за зонами

нини в одиницях Гаунсфілда за формулою, яка була запропонована розробниками програми Mimics (фірма «Materialise») [7], переводили в одиниці щільності кістки:

$$\rho = 1,067 \times \text{HU} + 131 \text{ (кг/м}^3\text{)},$$

де ρ — щільність в кг/м³, HU — коефіцієнт абсорбції кісткової тканини в одиницях Гаунсфілда, 1,067 та 131 — поправні величини.

Отриману щільність переводили для розрахунку модуля пружності (E) за формулою:

$$E = \rho \times 3,64 - 506 \text{ (МПа)},$$

де ρ — щільність, 3,64 та 506 — поправні величини.

Досліджували дві групи хворих: I група — 10 пацієнтів, у яких за даними денситометрії була визначена остеопенія (T-score від -1,0 до -2,5), та II група — 10 хворих, у яких за денситометрією T-score був меншим від -2,5 [8].

Отримані дані КТ-досліджень були оброблені статистично, розраховували середнє (M), його стандартне відхилення (SD) та граничні дані вибірки (min ÷ max). Порівняння між групами проводили за допомогою T-тесту для незалежних вибірок. Через те що абсорбція кісткової тканини та розрахований за формулами модуль пружності є залежними величинами, різниці між групами визначали за одним показником [9].

Результати та обговорення

За даними, отриманими після обробки КТ, установлено, що максимальна оптична щільність кортикального шару хворих I групи становила 678 ± 150 HU, у хворих II групи — 377 ± 93 HU, модуль пружності становив 1435 ± 363 МПа, різниця величини абсорбції кортикального шару між групами статистично значуща ($t = 2,509$; $p = 0,046$). Візуально при аналізі КТ у хворих II групи відмічали осередки повного руйнування кортикального шару тих же зон. Індекс абсорбції кортикального шару у зонах руйнування

не перевищував 100 HU, у середньому — 50 ± 45 HU. У деяких хворих спостерігали повну відсутність кортикального шару по зоні 8 із залученням у руйнівний процес суміжних ділянок зон 7 та 9. У хворих I групи руйнування кортикального шару з утворенням зон остеонекрозу не спостерігали, хоча відмічали значне його потоншення. Однозначно визначити загальну тенденцію розташування ділянок кортикального шару з максимальною й мінімальною щільністю неможливо через високу варіабельність їх виникнення, хоча треба відмітити, що медіальний відділ колінного суглоба переважно має меншу щільність кортикального шару, ніж передній й задній.

Розподіл рівня абсорбції губчастої тканини за зонами наведено в табл. 2.

Через те що ми визначали максимальний рівень абсорбції в зонах опилу, різниці між групами пацієнтів не визначено, але можна спостерігати зміну розподілу щільності губчастої тканини у хворих у групах. Для наочності дані абсорбції були показані на діаграмі (рис. 5).

За даними табл. 2 та рис. 5 можна простежити зміни коефіцієнта абсорбції губчастої тканини в групах. Так, у центральних зонах 1, 2 та 3 індекс абсорбції тканини вище у хворих I групи. На крайових зонах 4, 6, 7 та 8 рівень абсорбції кісткової тканини в групах хворих практично однаковий. Цікавим виявилася медіальна крайова 8-ма та центральна 5-та зони, в яких спостерігаються осередки некротизованої тканини з оптичною щільністю на рівні максимального значення кортикальної тканини. Не у всіх хворих II групи були відмічені зони остеонекрозу в 5-й зоні, поява яких свідчить про поширеність процесів руйнування кісткової тканини.

За даними абсорбції було розраховано модуль пружності губчастої кістки, що було порівняно з результатами вимірювань за допомогою розробленого пристрою. Дані про величини модуля пружності кісткової тканини наведено в табл. 3.

За даними статистичного аналізу нами було визначено, що модуль пружності губчастої тканини великогомілкової кістки в зоні опилу при ендопротезуванні статистично не відрізняється від розрахованих значень, хоча показник менший. Це пов'язано із структурою губчастої тканини, яка має тонкі кісткові пластинки і перекладини (трабекули), які перехрещуються між собою і утворюють

багато чарунок. У місці вимірювання твердості губчастої тканини велика ймовірність потрапляння в міжтрабекулярний проміжок, хоча розмір індентора більший, тому у вимірювання залучаються і кісткові структури.

Цікавими виявилися зона 8 у пацієнтів I групи та зони 7 й 8 у пацієнтів II групи. Було виявлено статистично значущу ($p < 0,05$) різницю у значеннях розрахованого та

Таблиця 2. Розподіл рівня абсорбції кісткової тканини за зонами

Зона	Рівень абсорбції, НУ		Статистична значущість між групами хворих (t, p)
	Група I	Група II	
1	424 ± 56 359 ÷ 492	279 ± 106 172 ÷ 384	t = 2,386 p = 0,063
2	206 ± 74 122 ÷ 260	132 ± 68 50 ÷ 197	t = -1,369 p = 0,229
3	215 ± 126 98 ÷ 348	151 ± 71 76 ÷ 238	t = -0,876 p = 0,421
4	386 ± 121 219 ÷ 486	345 ± 42 301 ÷ 384	t = 0,554 p = 0,604
5	323 ± 201 110 ÷ 595	444 ± 156 267 ÷ 564	t = -0,859 p = 0,430
6	288 ± 185 141 ÷ 558	248 ± 17 228 ÷ 260	t = 0,360 p = 0,733
7	515 ± 222 354 ÷ 835	501 ± 92 397 ÷ 570	t = 0,097 p = 0,927
8	491 ± 252 279 ÷ 826	664 ± 358 258 ÷ 934	t = -0,757 p = 0,483
9	403 ± 319 193 ÷ 877	420 ± 118 285 ÷ 500	t = 0,086 p = 0,935

Таблиця 3. Розподіл модуля пружності кісткової тканини виростка великогомілкової кістки в зоні ендопротезування

Зона	Модуль пружності, МПа					
	Група I			Група II		
	КТ	Індентор	T, p	КТ	Індентор	T, p
К	2602 ± 584 1928 ÷ 3334	2523 ± 615 1850 ÷ 3340	t = 1,857 p = 0,160	1517 ± 293 1179 ÷ 1691	1333 ± 208 1100 ÷ 1500	t = 2,984 p = 0,096
1	1618 ± 217 1365 ÷ 1882	1575 ± 194 1350 ÷ 1800	t = 2,795 p = 0,068	1053 ± 412 639 ÷ 1462	960 ± 350 600 ÷ 1300	t = 2,560 p = 0,125
2	484 ± 265 165 ÷ 736	710 ± 248 430 ÷ 900	t = 2,625 p = 0,120	771 ± 286 445 ÷ 981	239 ± 246 45 ÷ 600	t = 1,934 p = 0,149
3	556 ± 275 266 ÷ 895	757 ± 476 300 ÷ 1250	t = 3,902 p = 0,060	807 ± 488 351 ÷ 1322	343 ± 272 100 ÷ 720	t = 1,660 p = 0,195
4	1471 ± 471 821 ÷ 1858	1443 ± 460 800 ÷ 1800	t = 2,763 p = 0,070	1311 ± 162 1140 ÷ 1462	1087 ± 380 700 ÷ 1460	t = 1,102 p = 0,385
5	1224 ± 781 398 ÷ 2282	1193 ± 755 370 ÷ 2200	t = 1,841 p = 0,163	1694 ± 607 1008 ÷ 2161	1667 ± 586 1000 ÷ 2100	t = 1,600 p = 0,251
6	1087 ± 717 518 ÷ 2138	1085 ± 719 520 ÷ 2140	t = 1,011 p = 0,387	934 ± 68 856 ÷ 981	923 ± 64 850 ÷ 960	t = 2,149 p = 0,165
7	1970 ± 861 1346 ÷ 3214	1963 ± 862 1340 ÷ 3210	t = 2,180 p = 0,117	1918 ± 357 1513 ÷ 2185	1877 ± 352 1480 ÷ 2150	t = 5,422 p = 0,032
8	1879 ± 979 1054 ÷ 3179	1775 ± 932 1000 ÷ 3000	t = 3,896 p = 0,030	2550 ± 1390 973 ÷ 3598	2220 ± 1146 960 ÷ 3200	t = 1,978 p = 0,027
9	1536 ± 1240 720 ÷ 3377	1523 ± 1232 710 ÷ 3350	t = 2,900 p = 0,063	1602 ± 457 1078 ÷ 1913	1567 ± 493 1000 ÷ 1900	t = 1,671 p = 0,237

вимірюваного модуля пружності. Це пояснюється тим, що саме в цих зонах спостерігаються осередки остеонекрозу зі збільшеною щільністю та каверни, у яких кісткова тканина практично відсутня. У принципі саме наявність руйнування кісткової тканини медіального краю плато великогомілкової кістки і є причиною ендопротезування колінного суглоба. У хворих II групи зони з нерівномірною щільністю кісткової тканини більше, що і показує наявність руйнування в зоні 7 на додаток до зони 8.

За результатами статистичного аналізу розрахункових даних КТ та прямих вимірювань за допомогою розробленого пристрою все ж рекомендуємо для хворих, у яких за даними денситометрії діагностовано остеопороз, проводити додатково КТ колінних суглобів для більш точного визначення зон руйнування кісткових структур або враховувати, що зона некрозу губчастої тканини може бути більшою.

Висновки

Сучасні методи медичної візуалізації, у тому числі КТ, дають не тільки точні дані щодо змін структур кісткової тканини, а й можливість визначити фізичні властивості тканин — оптичну абсорбцію кісткових структур, геометричні розміри тощо. Однак томографічні дослідження на сьогодні все ж залишаються доволі дорогими, тому розробляються більш доступні способи визначення фізичних даних кістки. Розроблений спосіб та пристрій вимірювання щільності кісткової тканини дозволяє швидко та об'єктивно визначити якість кістки в зоні резекції. Але в деяких випадках у хворих зі зниженою щільністю кісткової тканини виникає необхідність у додатковому передопераційному проведенні КТ-досліджень.

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

Список літератури

1. Жук П. М., Бойнюк А. Л., Бабун Д. В. та ін. Віддалені результати моноконділярної артропластики колінного суглоба. *Вісник ортопедії, травматології та протезування*. 2014. № 4. С. 47-50.
2. Zhuk P.M., Movchaniuk V.O., Matsipura M.M. *Actual analysis of complications after unicompartmental arthroplasty of the knee joint*. *Visnyk ortopedii, travmatologii ta protezuvannia*. 2020. № 1. P. 101-106.
3. Тимошенко О. П., Карпинский М. Ю., Верецун А. Г. Исследование диагностических возможностей программного комплекса «X-rays». *Медицина и...* 2001. № 1. С. 62-64.
4. Вирва О. Є., Головіна Я. О., Малик Р. В., Карпінський М. Ю., Карпінська О. Д. Рентгенометричне дослідження кісткової щільності у разі алокомпозитного ендопротезування (експеримент in vivo). *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2020. № 4. С. 18-24. DOI: 0.15674/0030-59872020418-24.
5. Хоффер М. Компьютерная томография. Базовое руководство. 2-е изд., перераб. и доп. М.: Мед. лит., 2008. 224 с.
6. ISO 6507-1:2005 *Metallic materials. Vickers hardness test. Part 1. Test method*.
7. Воронкевич И. А. Особенности структуры проксимального эпифиза большеберцовой кости и эффективность фиксации отломков импрессионной зоны оскольчатых переломов мыщелков большеберцовой кости (экспериментальное исследование). *Травматология и ортопедия России*. 2013. 3 (69). 57-63.
8. Новиков В. Е., Скрипникова И. А., Мурашко Л. М., Абилова Э. С. Двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия в клинических исследованиях и реальной практике. *Вопросы воспроизводимости и качества. Остеопороз и остеопатии*. 2014. № 17(1). С. 39-42. <https://doi.org/10.14341/osteo2014139-42>
9. Наследов А. SPSS 19: профессиональный статистический анализ данных. СПб.: Питер, 2011. 400 с.

Отримано/Received 05.01.2022

Рецензовано/Revised 17.01.2022

Прийнято до друку/Accepted 24.01.2022 ■

Information about authors

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

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

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

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

S. Sukhorukov, Vinnytsia National Technical University, Vinnytsia, Ukraine; e-mail: suhorukov@vntu.edu.ua; <https://orcid.org/0000-0003-4201-1691>

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

V.O. Movchanyuk¹, P.M. Zhuk¹, O.D. Karpinska², M.Yu. Karpinsky², S.I. Sukhorukov³

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 National Technical University, Vinnytsia, Ukraine

Experimental study of bone tissue density in monocondylar knee arthroplasty according to preliminary CT data and its intraoperative determination

Abstract. Background. One of the main complications in monocondylar arthroplasty of the knee joint is the instability of the components of the endoprosthesis. When planning the operation, it is necessary to take into account the bone mineral density to prevent

negative consequences in the postoperative period, such as aseptic and septic processes in the area of the implantation component. The purpose was to conduct a comparative analysis of the results of studying the characteristics of bone density according to computed

tomography and the proposed device. **Materials and methods.** To solve this problem, a study of the bone density of the tibial sawdust area was carried out using a measuring device. To compare the results, a study of bone density in the area of interest of the tibia was performed using CT images of the knee joint on a scale of Hounsfield units in nine zones. Two groups of 10 patients were studied: group I — patients in whom, according to densitometry, osteopenia was determined (T-score from -1.0 to -2.5) and group II — patients, in which densitometry T-score was less than -2.5 . **Results.** It was found that the maximum optical density of the cortical layer in group I patients was 678 ± 150 HU, in group II patients — 377 ± 93 HU, the elastic modulus was 1435 ± 363 MPa, the difference in the absorption of the cortical layer between the groups was statistically significant ($t = 2.509$; $p = 0.046$). In central zones 1–3, the tissue absorption index is higher in patients of group I. On the marginal zones 4, 6–8, the level of bone tissue absorption in both groups of patients is almost the same. The modulus of elasticity of the cancellous tissue of the tibia in the sawdust area during endoprosthesis does not statistically differ

from the calculated values, although it shows fewer data. This is due to the structure of the cancellous tissue, which has thin bone plates and crossbars (trabeculae), which intersect with each other and form many cells. The place where the spongy tissue stiffness is measured is highly likely to fall into the intertrabecular space, although the size of the indenter is larger, therefore, bone structures are also involved in the measurements. **Conclusions.** Modern methods of medical imaging, including CT, provide not only accurate data on changes in bone tissue structures but also the ability to determine the physical properties of tissues — optical absorption of bone structures, geometric dimensions, etc. However, tomographic studies are still quite valuable today, so more affordable ways to determine the physical data of the bone are being developed. The developed method and device for measuring bone density makes it possible to quickly and objectively determine the quality of the bone in the resection area. But in some cases, in patients with low bone density, there is a need for additional preoperative CT examinations.

Keywords: bone tissue; density; tibial plateau; arthroplasty

Строев М.Ю.¹, Березка М.І.¹, Григорук В.В.¹, Карпінський М.Ю.², Яресько О.В.²

¹Харківський національний медичний університет, м. Харків, Україна

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

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

Резюме. Актуальність. У загальній структурі травматизму переломи кісток нижніх кінцівок становлять 47,3 %. Із цих переломів перше місце займають діафізарні переломи кісток гомілки — 45–56 %. Перебіг процесу зрощення має певні особливості у третині випадків, що пов'язано з надмірною вагою. **Мета:** провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки під впливом стискаючого навантаження при різних варіантах остеосинтезу та залежно від маси тіла пацієнта. **Матеріали та методи.** Розроблена базова скінченно-елементна модель гомілки, яка містила великогомілкову й малоомілкову кістки та кістки стопи. У всіх суглобах між кістковими елементами робили прошарок із механічними властивостями хрящової тканини. Моделювали перелом в середній третині великогомілкової кістки та три види остеосинтезу за допомогою апарату зовнішньої фіксації, накісткової пластини та інтрамедулярного стрижня. Усі моделі досліджували під впливом вертикального стискаючого навантаження величиною 700 та 1200 Н. **Результати.** Зміни величин напружень у кістковій тканині залежно від маси тіла пацієнта мають лінійну залежність. Апарат зовнішньої фіксації та інтрамедулярний стрижень забезпечують зниження величин напружень в зоні перелому нижче рівня показників для неушкодженої кістки. Накісткова пластина показує значно гірші показники рівня напружень як в зоні перелому, так і в проксимальному відділі великогомілкової кістки. У дистальному відділі найвищий рівень напружень визначається в моделі з остеосинтезом апаратом зовнішньої фіксації. У металевих конструкціях найбільші напруження виникають в накістковій пластині. Навколо фіксуючих гвинтів та стрижнів найвищі напруження визначаються при використанні апарату на нижньому стрижні. **Висновки.** Найгірші показники рівня напружень в зоні перелому (від 26,5 до 45,4 МПа) та на металевій конструкції (від 227,5 до 389,9 МПа) визначено при використанні накісткової пластини, що є наслідком виникнення додаткового згинаючого моменту в результаті її однобічного розташування. Остеосинтез за допомогою апарату зовнішньої фіксації забезпечує досить низький рівень напружень (від 0,7 до 1,2 МПа) в зоні перелому, але недоліком є високий рівень напружень на самому апараті (від 133,7 до 229,2 МПа) та в дистальному відділі великогомілкової кістки (від 13,2 до 22,6 МПа), що пов'язане з довжиною важелів, якими є фіксуючі стрижні. Найнижчі показники напружень у всіх елементах моделі визначаються при використанні остеосинтезу інтрамедулярним стрижнем, що обумовлено центральним розташуванням основної опори за віссю навантаження та короткими важелями, якими є фіксуючі гвинти. Функція залежності величини напружень в елементах моделі є лінійною та прямо пропорційною.

Ключові слова: остеосинтез; гомілка; середня третина; вага

Вступ

При вивченні питання надмірної ваги та переломів кісток гомілки на різних рівнях ми стикнулися з тим, що в загальній структурі травматизму переломи кісток нижніх кінцівок становлять 47,3 %. Із цих переломів перше місце займають діафізарні переломи кісток гомілки (ДПКГ) — 45–56 % [8].

Перебіг процесу зрощення має певні особливості у третині випадків, що пов'язано з надмірною вагою. Такі хворі лікуються методиками, якими найкраще володіє певний лікар, без урахування надмірної ваги, використовуючи наявні металеві конструкції, без урахування біомеханічних особливостей у таких травмованих [9–11].

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

Враховуючи те, що на сучасному етапі розвитку травматології та ортопедії математичне моделювання дозволяє об'єктивно та безпечно із високою точністю відтворити поведінку біомеханічної системи «імплантат — кістка» в умовах стандартного та надмірного навантаження, проведення даного дослідження нам здалося досить цікавим і доцільним, оскільки математичне моделювання із використанням методу скінченних елементів дозволяє провести оцінку надійності системи «імплантат — кістка», дає можливість виявити існуючі переваги та недоліки при методах фіксації уламків діафіза великогомілкової кістки, що застосовуються, дозволяє дослідити динаміку процесу деформування структур кісткової тканини та фіксуючих металоконструкцій, що, в свою чергу, зумовлює вибір оптимальної металевої конструкції для остеосинтезу перелому у пацієнта із надмірною вагою [12].

Мета: провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки під впливом стискаючого навантаження при різних варіантах остеосинтезу та залежно від маси тіла пацієнта.

Матеріали та методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» була розроблена базова скінченно-елементна

модель гомілки людини. Загальний вигляд моделі наведено на рис. 1.

Модель складалася з великогомілкової та малогомілкової кісток і кісток стопи. У всіх суглобах між кістковими елементами робили прошарок із механічними властивостями хрящової тканини.

На базовій моделі моделювали перелом в середній третині великогомілкової кістки та три види остеосинтезу за допомогою апарата зовнішньої фіксації (АЗФ), накісткової пластини та інтрамедулярного стрижня. Проміжок між кістковими фрагментами в зоні перелому заповнювали елементом, який імітував кістковий регенерат. Зовнішній вигляд моделей з переломом у середній третині великогомілкової кістки та різними видами остеосинтезу наведено на рис. 2.

У нашому дослідженні матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент був обраний 10-вузловий тетраedr з квадратичною апроксимацією. Усім матеріалам, з яких склалися моделі, задавали відповідні механічні властивості, такі як модуль пружності Юнга та коефіцієнт Пуассона. Механічні властивості біологічних тканин обирали за даними літератури [1–4]. Властивості металевих конструкцій обирали за даними технічної літератури [5]. Дані з механічних характеристик матеріалів, використаних при моделюванні, наведено в табл. 1.

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

Для порівняння напружено-деформованого стану моделей визначали максимальні величини напружень в проксимальному та дистальному фрагментах великогомілкової кістки, у зоні перелому, у металевій конструкції та в кістковій тканині навколо фіксуючих гвинтів.

Дослідження моделей виконували за допомогою методу скінченних елементів. Як критерій оцінки напружено-деформованого стану моделей використовували напруження за Мізесом [6].

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проєктування SolidWorks; розрахунки напружено-деформованого стану моделей — за допомогою програмного комплексу CosmosM [7].

Таблиця 1. Механічні характеристики матеріалів, що використовували при моделюванні

Матеріал	Модуль Юнга (Е), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кортикальна кістка	18 350	0,29
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящова тканина	10,5	0,49
Кістковий регенерат	1,00	0,45
Титан BT-16	$1,1 \cdot 10^5$	0,2

Результати

Першим етапом роботи вивчали напружено-деформований стан моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині при різних варіантах остеосинтезу під впливом осьового стискаючого навантаження величиною 700 Н. Розподіл напружень в моделі гомілки без перелому наведено на рис. 4.

Результати моделювання показали, що в нормі максимальні напруження величиною 5,2 МПа виникають в дистальному кінці великогомілкової кістки. На проксимальному кінці напруження дещо нижчі і визначаються на рівні 3,4 МПа. Найнижчий рівень напружень — 2,6 МПа — у середній третині діафіза великогомілкової кістки.

На рис. 5 наведена картина розподілу напружень в моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезом АЗФ під стискаючим навантаженням величиною 700 Н.

При використанні остеосинтезу АЗФ при лікуванні переломів великогомілкової кістки в середній третині та навантаженні кінцівки масою тіла пацієнта 70 кг максимальний рівень напружень 13,2 МПа спостерігається в дистальному фрагменті великогомілкової кістки. У проксимальному відділі напруження не перевищують позначки 2,5 МПа. Найнижчий рівень напружень 0,7 МПа визначається в зоні перелому. У даному випадку за низький рівень напружень в зоні перелому доводиться розплачуватися високими напруженнями на елементах АЗФ — до 133,7 МПа та на крайніх фіксуючих стрижнях — до 30,0 МПа, що обумовлено довгими важелями, якими є саме фіксуючі стрижні.

Розглянемо напружено-деформований стан моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезом накістковою пластиною під стискаючим навантаженням величиною 700 Н, який наведений на рис. 6.

При остеосинтезі накістковою пластиною зона максимальних напружень зміщується в зону перелому, де напруження сягають значення 26,5 МПа. Напруження в дистальному та проксимальному фрагментах великогомілкової кістки визначаються на однаковому рівні — 7,8 та 7,3 МПа відповідно. На-

вколо фіксуючих гвинтів напруження значно нижчі, ніж при остеосинтезі АЗФ, і не перевищують позначки 8,1 МПа, але сама пластина випробує вже високі навантаження, про що свідчить високий рівень напружень — 227,5 МПа. Це є результатом однобічного розташування пластина на кістці.

На рис. 7 відображено розподіл напружень в моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під стискаючим навантаженням величиною 700 Н.

Зовсім по-іншому поводить себе модель великогомілкової кістки при її переломі в середній третині з остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем. Такий вид остеосинтезу дозволяє отримати зниження рівня напружень в кістковій тканині, що менший навіть за показники моделі в нормі. Так, у дистальному та проксимальному фрагментах кістки напруження визначаються на рівні 3,4 та 2,9 МПа відповідно. У зоні перелому напруження знижуються практично до 0 і становлять 0,1 МПа. Теж саме спостерігається і навколо фіксуючих гвинтів, де рівень напружень не перевищує 1,4 МПа.

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

Наочно порівняти величини напружень на різних елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 700 Н можна за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 8.

Як бачимо на рис. 8, остеосинтез великогомілкової кістки накістковою пластиною при переломах в середній третині показує найгірші показники величин напружень в трьох із п'яти сегментах моделі, особливо в зоні перелому та саме на пластині.

Розглянемо, як поведуть себе моделі остеосинтезу великогомілкової кістки з переломом в її середній третині при підвищенні навантаження до 1200 Н, що відповідає масі тіла пацієнта 120 кг. Розподіл напружень в моделі без перелому наведено на рис. 9.

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

Відділ	Напруження, МПа			
	Норма	АЗФ	Пластина	Стрижень
Проксимальний	3,4	2,5	7,3	2,9
Дистальний	5,2	13,2	7,8	3,4
Зона перелому	2,6	0,7	26,5	0,1
Конструкція		133,7	227,5	73,2
Вхід гвинтів		30,0	8,1	1,4

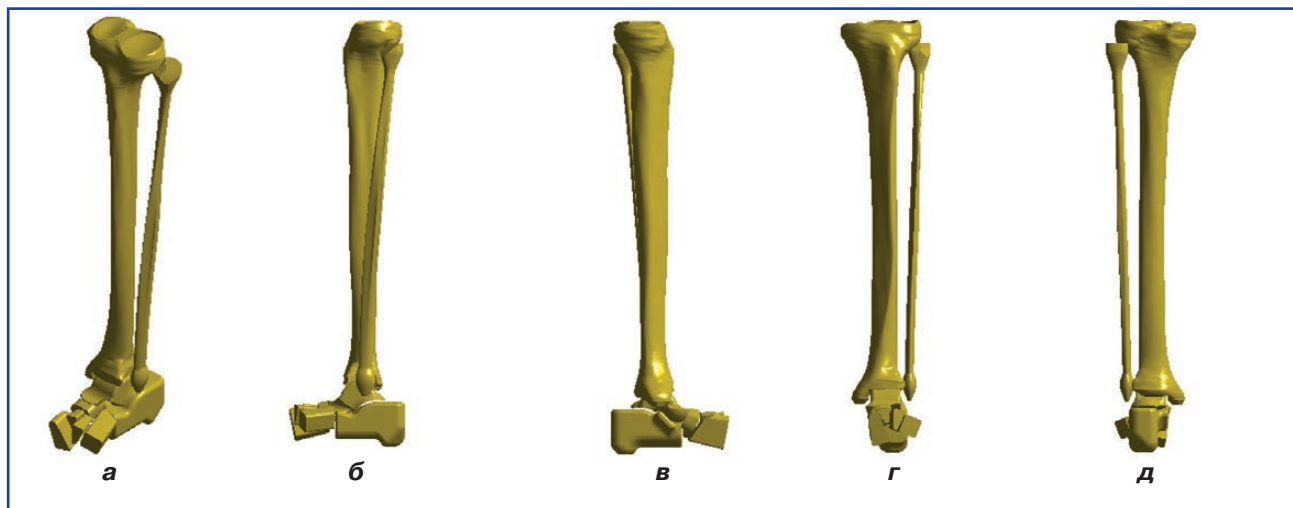


Рисунок 1. Базова скінченно-елементна модель гомілки: а — загальний вигляд; б — вигляд з медіального боку; в — вигляд з латерального боку; г — вигляд спереду; д — вигляд ззаду

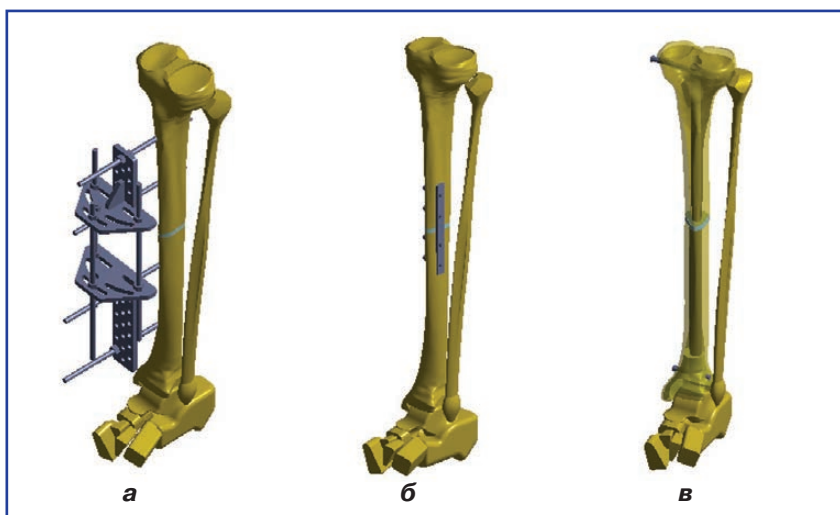


Рисунок 2. Моделі перелому великогомілкової кістки в середній третині з остеосинтезом: а — АЗФ; б — накістковою пластиною; в — інтрамедулярним стрижнем



Рисунок 3. Схема навантаження моделей

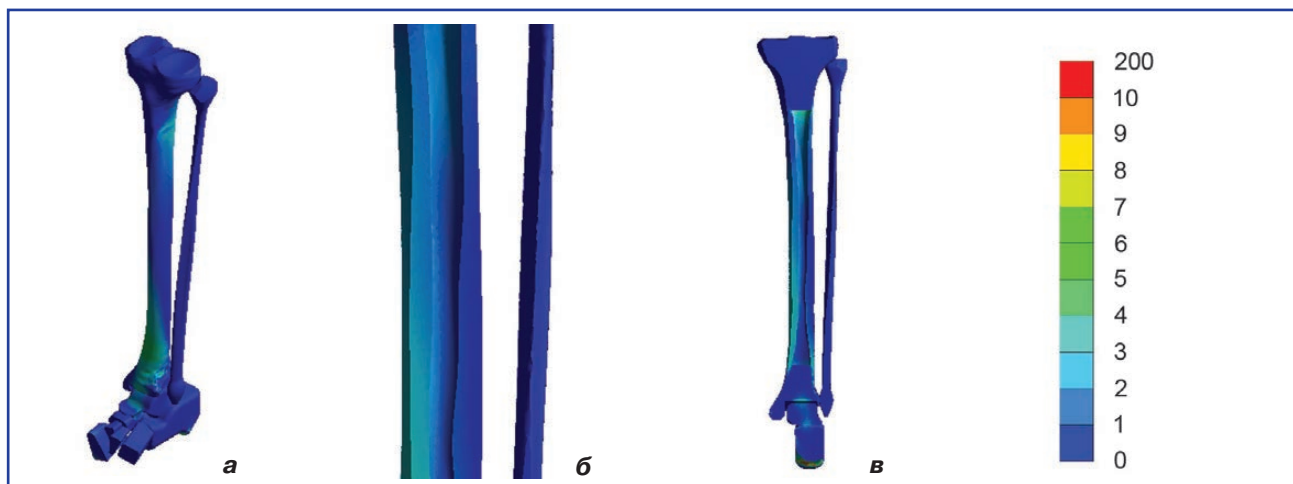


Рисунок 4. Картина розподілу напружень в моделі гомілки в нормі під стискаючим навантаженням величиною 700 Н: а — загальний вигляд; б — середина діафіза; в — розтин великогомілкової кістки

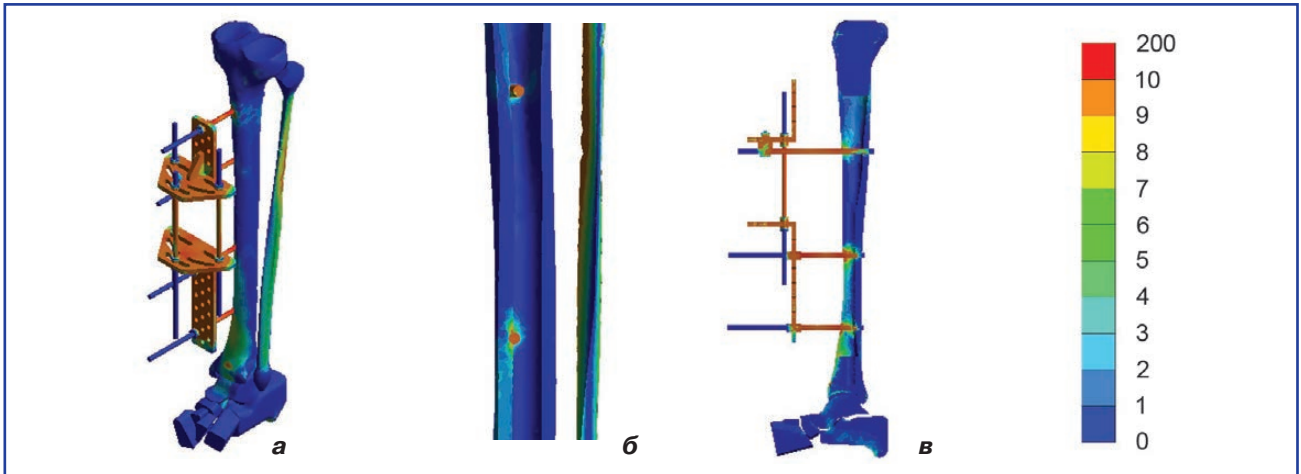


Рисунок 5. Картина розподілу напружень в моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезом АЗФ під стискаючим навантаженням величиною 700 Н: а — загальний вигляд; б — зона перелому; в — розтин великогомілкової кістки

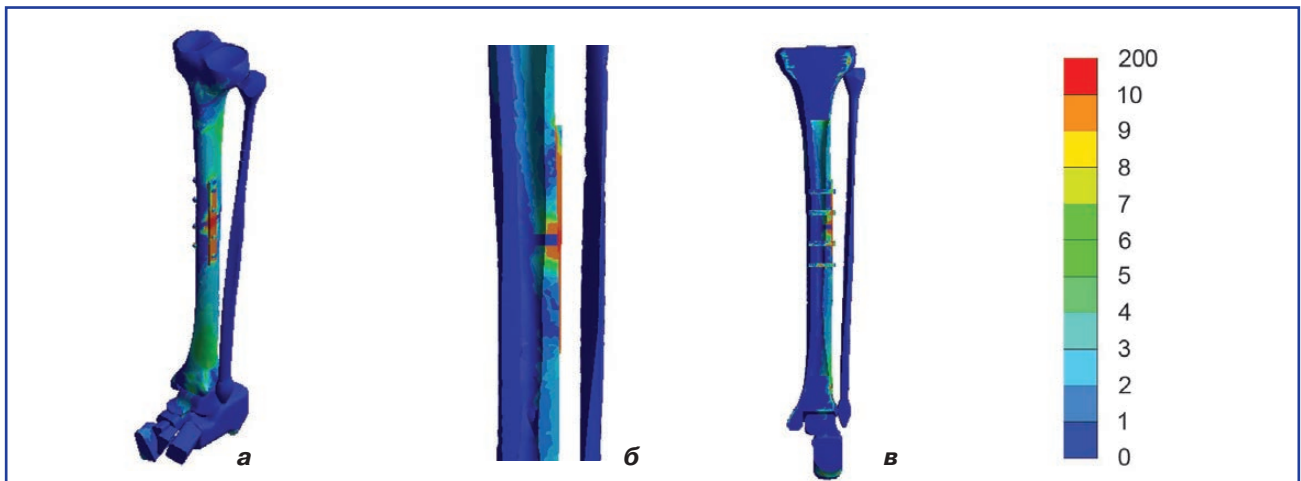


Рисунок 6. Картина розподілу напружень в моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезом накістковою пластиною під стискаючим навантаженням величиною 700 Н: а — загальний вигляд; б — зона перелому; в — розтин великогомілкової кістки

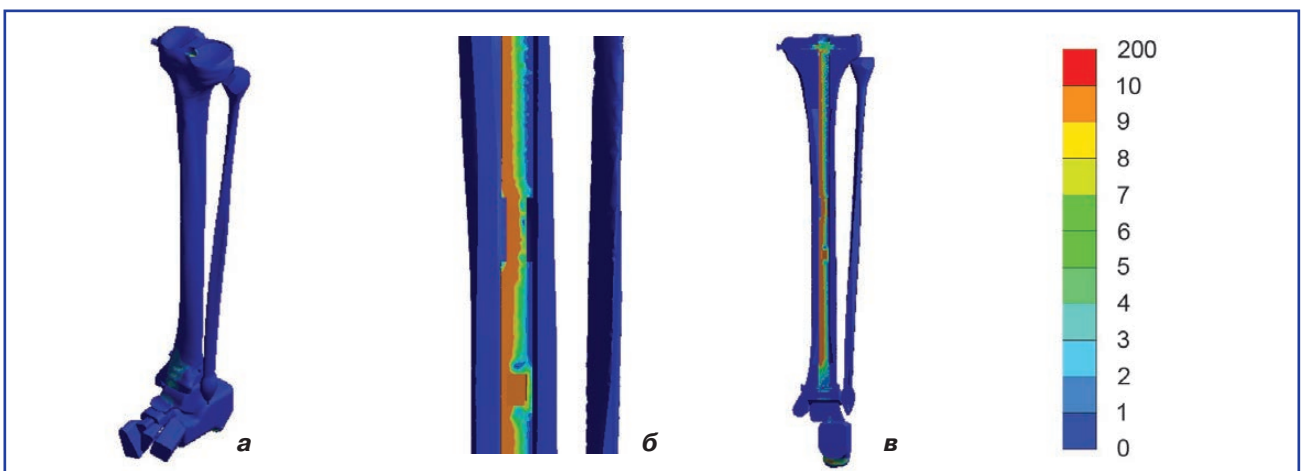


Рисунок 7. Картина розподілу напружень в моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під стискаючим навантаженням величиною 700 Н: а — загальний вигляд; б — зона перелому; в — розтин великогомілкової кістки

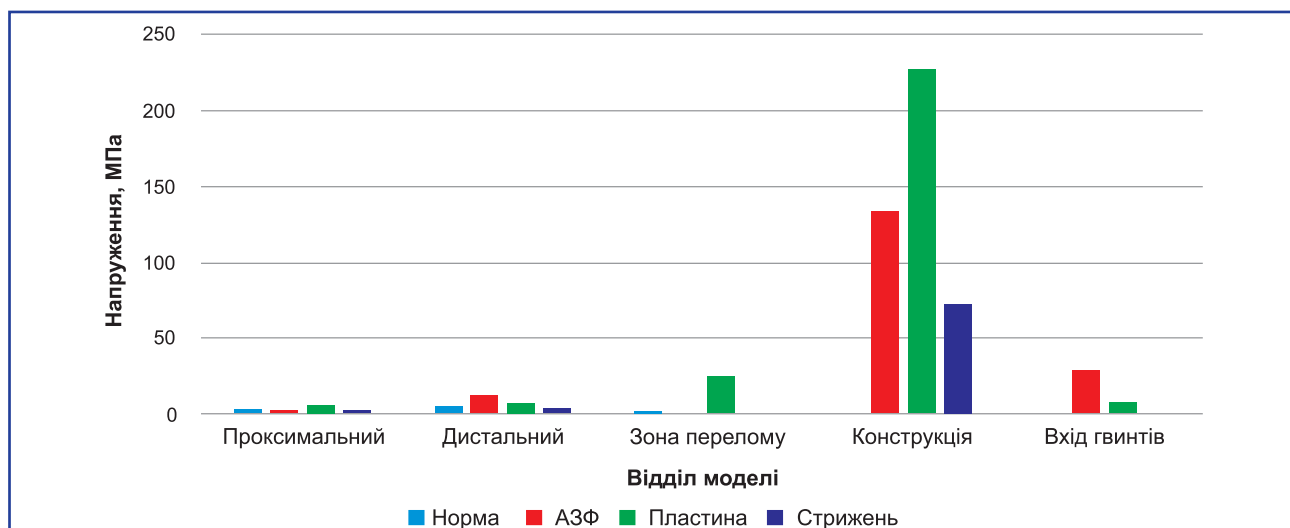


Рисунок 8. Діаграма величин максимальних напружень в елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 700 Н

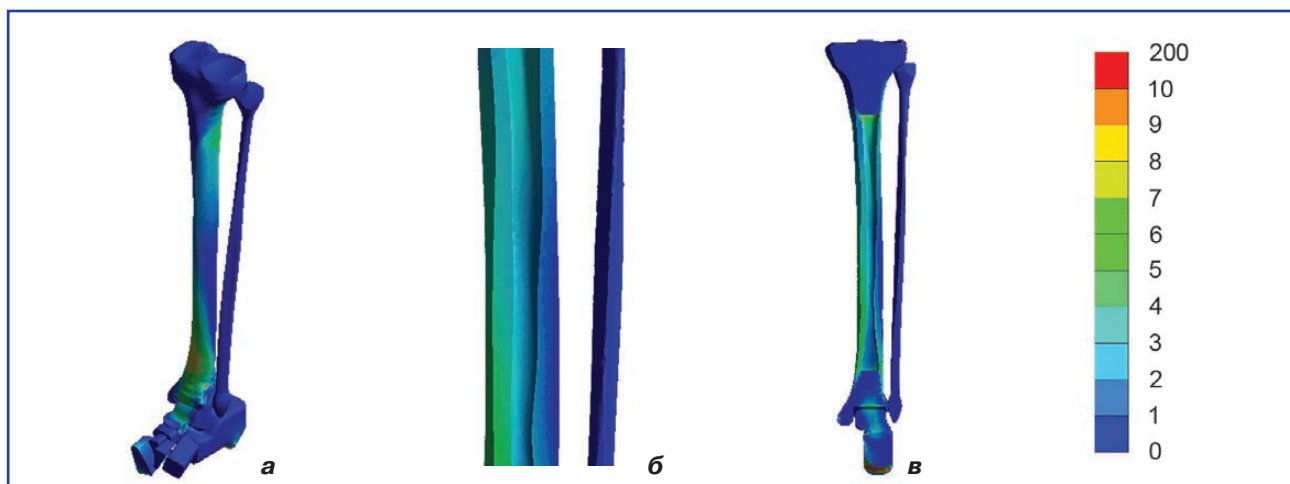


Рисунок 9. Картина розподілу напружень в моделі гомілки в нормі під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н: а — загальний вигляд; б — середина діяфізи; в — розтин великогомілкової кістки

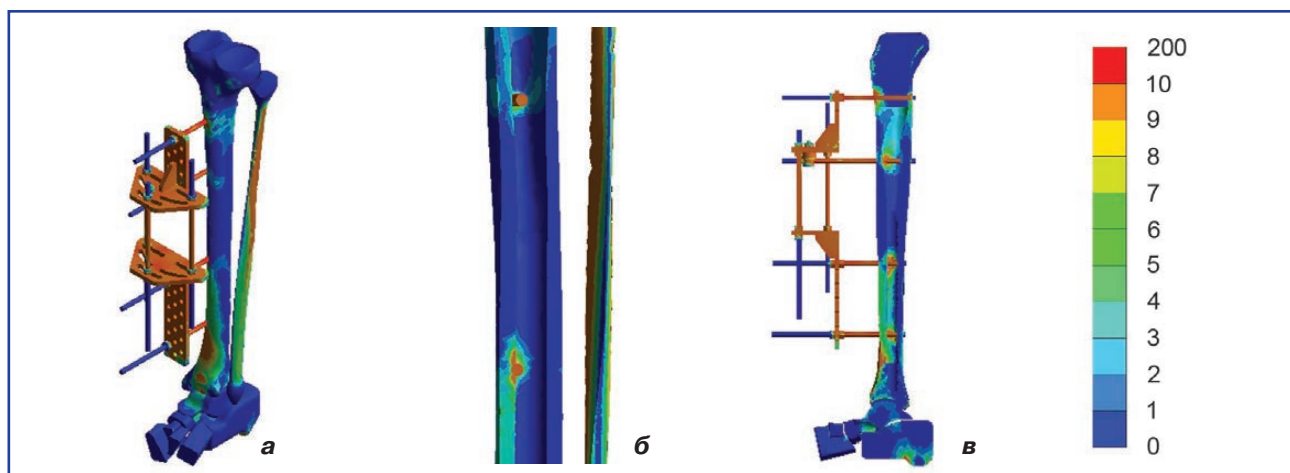


Рисунок 10. Картина розподілу напружень в моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезом АЗФ під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н: а — загальний вигляд; б — зона перелому; в — розтин великогомілкової кістки

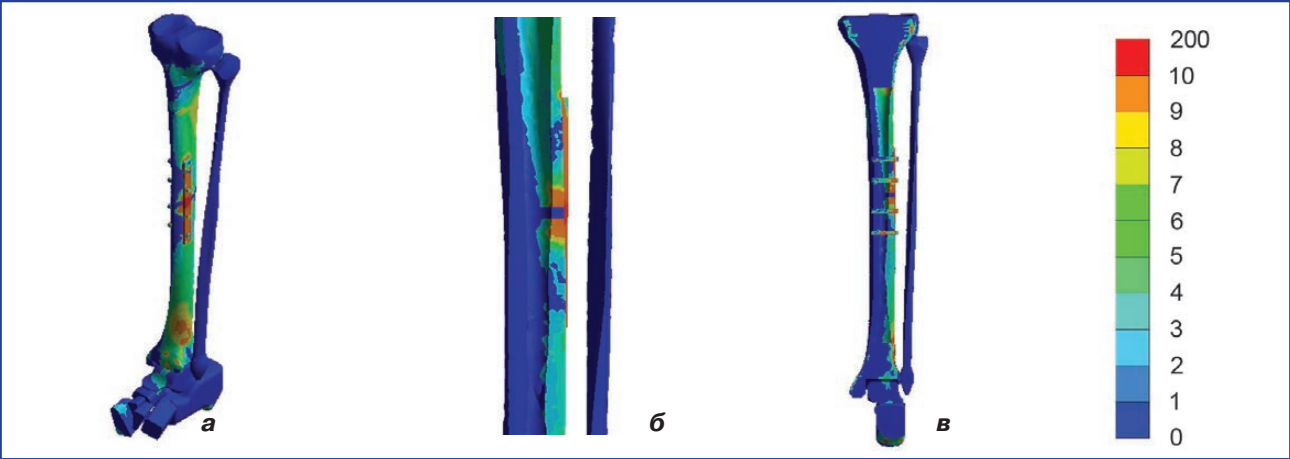


Рисунок 11. Картина розподілу напружень в моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезом накістковою пластиною під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н: а — загальний вигляд; б — зона перелому; в — розтин великогомілкової кістки

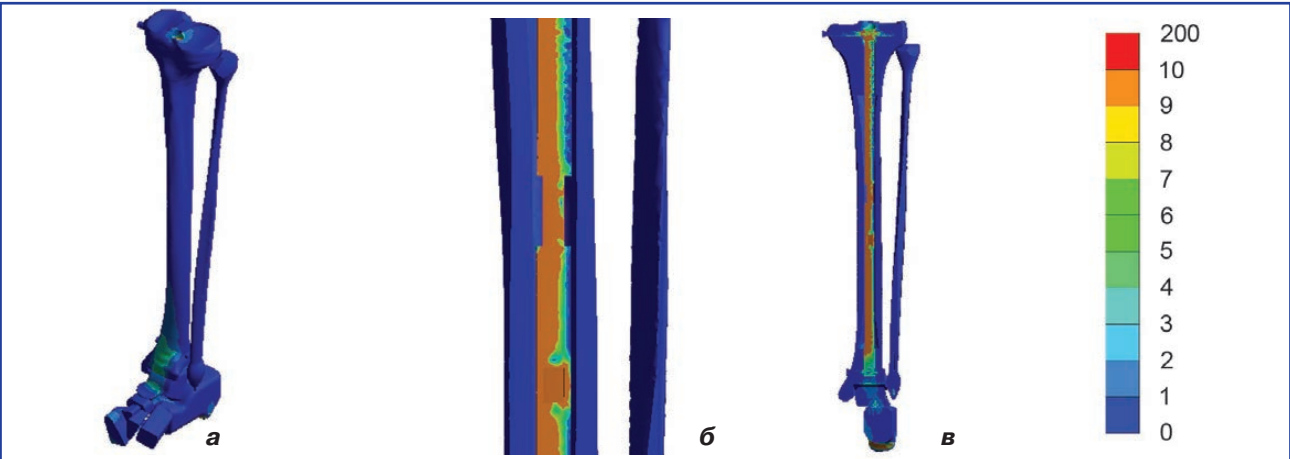


Рисунок 12. Картина розподілу напружень в моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н: а — загальний вигляд; б — зона перелому; в — розтин великогомілкової кістки

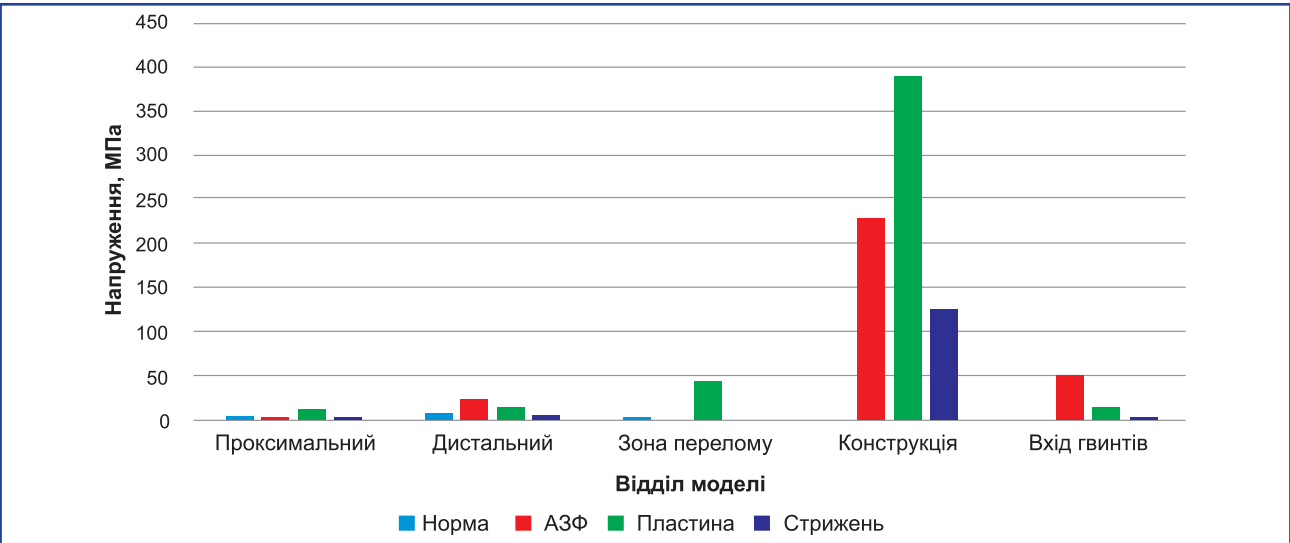


Рисунок 13. Діаграма величин максимальних напружень в елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н

Підвищення величини навантаження до 1200 Н призводить до підвищення величин напружень у всіх елементах моделі. Так, максимальні напруження величиною 8,9 МПа визначаються на дистальному кінці великогомілкової кістки. На проксимальному кінці максимальні напруження визначаються на рівні 5,8 МПа. Найнижчий рівень напружень 4,5 МПа спостерігається в середній третині діафіза великогомілкової кістки.

Розглянемо, як впливає підвищення навантаження на модель гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезом АЗФ. Напружено-деформований стан моделі відображено на рис. 10.

При використанні остеосинтезу АЗФ при лікуванні переломів великогомілкової кістки в середній третині збільшення величини навантаження на кінцівку до 1200 Н викликає підвищення максимального рівня напружень до 22,6 МПа в дистальному фрагменті великогомілкової кістки. У проксимальному відділі напруження зростають до 4,3 МПа. У зоні перелому величина напружень також збільшується, але залишається на досить низькому рівні — 1,2 МПа. Значне підвищення рівня напружень до 229,2 МПа також спостерігається на елементах АЗФ та на крайніх фіксуючих стрижнях — до 51,4 МПа.

На рис. 11 відображається напружено-деформований стан моделі гомілки з переломом великогоміл-

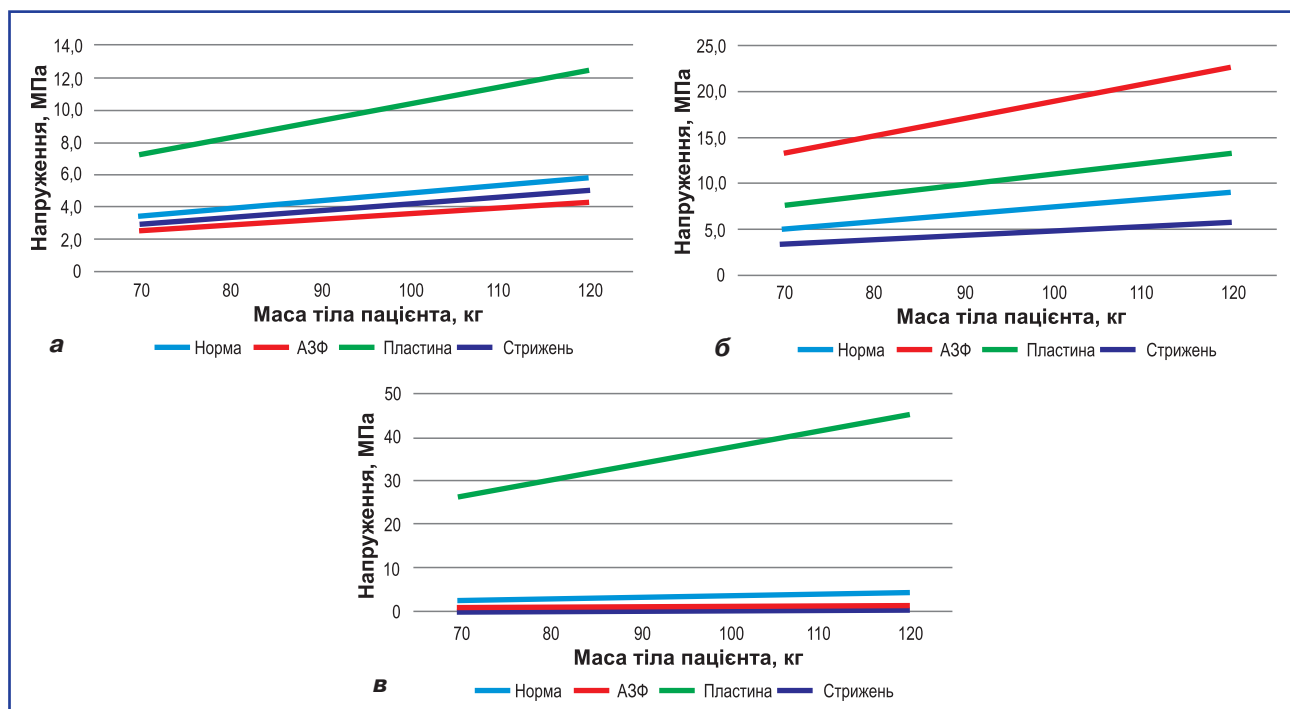


Рисунок 14. Графіки залежності величин напружень в моделі великогомілкової кістки при її переломі в середній третині та різних видах остеосинтезу від маси тіла пацієнта: а — у проксимальному фрагменті; б — у дистальному фрагменті; в — у зоні перелому

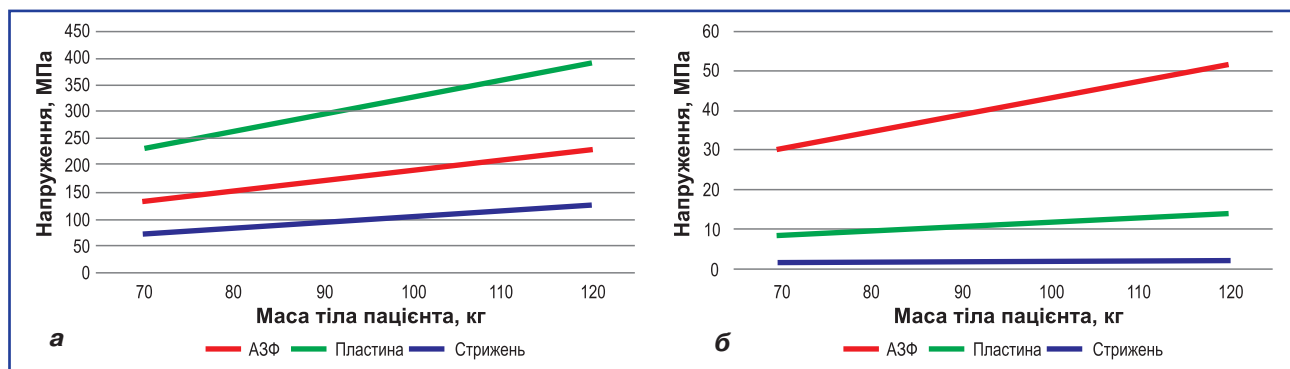


Рисунок 15. Графік залежності величин напружень в елементах металевих конструкцій і навколо фіксуючих гвинтів у великогомілковій кістці при її переломі в середній третині та різних видах остеосинтезу від маси тіла пацієнта: а — в елементах конструкції; б — навколо фіксуючих гвинтів та стрижнів

Таблиця 3. Величини максимальних напружень в елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н

Відділ	Напруження, МПа			
	Норма	АЗФ	Пластина	Стрижень
Проксимальний	5,8	4,3	12,5	5,0
Дистальний	8,9	22,6	13,4	5,8
Зона перелому	4,5	1,2	45,4	0,2
Конструкція		229,2	389,9	125,5
Вхід гвинтів		51,4	13,9	2,4

кової кістки в середній третині та остеосинтезом накістковою пластиною під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н.

Аналогічні зміни напружено-деформованого стану відбуваються і в моделі з остеосинтезом накістковою пластиною. Зона максимальних напружень залишається в ділянці перелому, де напруження сягають значення 45,4 МПа. Напруження в дистальному та проксимальному фрагментах великогомілкової кістки підвищуються до 13,4 та 12,5 МПа відповідно. Навколо фіксуючих гвинтів максимальні значення напружень зростають до позначки 13,9 МПа, але ще більші навантаження виникають в накістковій пластині — 389,9 МПа.

Останнім етапом розглянемо розподіл напружень в моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в середній третині та остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н, який наведено на рис. 12.

Моделі великогомілкової кістки при її переломі в середній третині з остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем на підвищення стискаючого навантаження до 1200 Н відповідає так само, як і попередні моделі, — підвищенням рівня напружень на всіх елементах. Так, у дистальному та проксимальному фрагментах кістки максимальні напруження збільшуються до 5,8 та 5,0 МПа відповідно. У зоні перелому напруження також підвищуються вдвічі, але залишаються дуже низькими — 0,2 МПа. Те саме спостерігається і навколо фіксуючих гвинтів, де рівень напружень не перевищує 2,4 МПа. Напруження в самому стрижні сягають позначки 125,5 МПа.

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

Для зручнішого порівняння величин напружень на різних елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під стискаючим навантаженням величиною 1200 Н була побудована діаграма, яка наведена на рис. 13.

Як бачимо на рис. 13, при збільшенні навантаження на гомілку остеосинтез накістковою пластиною показує найгірші результати з точки зору розподілу напружень саме в зоні перелому.

Для наочного уявлення змін величин напружень в елементах великогомілкової кістки при її переломі в середній третині та різних видах остеосинтезу від маси тіла пацієнта біли побудовані графіки, які наведені на рис. 14.

Як бачимо, зміни величин напружень в кістковій тканині залежно від маси тіла пацієнта мають лінійну залежність. При цьому АЗФ та інтрамедулярний стрижень забезпечують зниження величин напружень в зоні перелому нижче рівня показників для неушкодженої кістки. Накісткова пластина показує значно гірші показники рівня напружень як в зоні перелому, так і проксимальному відділі великогомілкової кістки. У дистальному відділі найвищий рівень напружень визначається в моделі з остеосинтезом АЗФ. Це може бути наслідком значної ваги самого апарата, яка, діючи через довий важіль нижнього фіксуючого стрижня, здійснює додаткове навантаження на дистальний кінець великогомілкової кістки.

Графіки, які наведені на рис. 15, демонструють залежність величин напружень в елементах металевих конструкцій при остеосинтезі великогомілкової кістки з переломом в середній третині залежно від маси тіла пацієнта.

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

Висновки

1. Найгірші показники рівня напружень в зоні перелому (від 26,5 до 45,4 МПа) та металевої конструкції (від 227,5 до 389,9 МПа) визначено при використанні накісткової пластини, що є наслідком виникнення додаткового згинаючого моменту в результаті її однобічного розташування. Ранні навантаження в даному випадку можуть стати причиною згинання пластин і, як наслідок, неправильного зрощення фрагментів великогомілкової кістки.

2. Остеосинтез за допомогою АЗФ забезпечує досить низький рівень напружень (від 0,7 до 1,2 МПа) в зоні перелому, але недоліком є високий рівень напружень на самому апараті (від 133,7 до 229,2 МПа) та в дистальному відділі великогомілкової кістки (від 13,2 до 22,6 МПа), що пов'язане з довжиною важелів, якими є фіксуючі стрижні.

3. Найнижчі показники напружень у всіх елементах моделі визначаються при використанні остеосинтезу інтрамедулярним стрижнем, що обумовлено центральним розташуванням основної опори за віссю навантаження та короткими важелями, якими є фіксуючі гвинти.

4. Функція залежності величини напружень в елементах моделі є лінійною та прямо пропорційною.

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

Список літератури

1. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека: Справочник. К.: Наукова думка, 1990. 224 с.
2. Стойко И.В., Бец Г.В., Бец И.Г., Карпинский М.Ю. Анализ напряженно-деформированного состояния дистального отдела голени и стопы при повреждениях pilon в условиях наружной фиксации при помощи стержневых аппаратов. Травма. 2014. Т. 15. № 1. С. 41-49. DOI: 10.22141/1608-1706.1.15.2014.81263.
3. Корж М.О., Романенко К.К., Прозоровський Д.В., Карпінський М.Ю., Яреско О.В. Математичне моделювання впливу деформації кісток гомілки на навантаження суглобів нижньої кінцівки. Травма. 2016. Т. 17. № 3. С. 23-24.
4. Васюк В.Л., Коваль О.А., Карпінський М.Ю., Яреско О.В. Математичне моделювання варіантів остеосин-

тезу переломів дистального метаепіфіза великогомілкової кістки типу C1. Травма. 2019. Т. 20. № 1. С. 37-46. DOI: 10.22141/1608-1706.1.20.2019.158666.

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

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

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

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

9. Березка М.І., Григорук В.В., Стрось М.Ю. Проблема надмірної ваги при лікуванні пацієнтів із переломами кісток гомілки. Міжнародний медичний журнал. 2021. № 2. С. 43-46.

10. Kinder F., Giannoudis P.V., Boddice T., Howard A. The Effect of an Abnormal BMI on Orthopaedic Trauma Patients: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Clinical Medicine*. 2020. 9(5). 1302. <https://doi.org/10.3390/jcm9051302>

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

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

Отримано/Received 04.01.2022

Рецензовано/Revised 11.01.2022

Прийнято до друку/Accepted 13.01.2022 ■

Information about authors

Maksym Stroiiev, PhD student at the Department of Emergency and Urgent Medical Care, Orthopaedics and Traumatology, Kharkiv National Medical University, Kharkiv, Ukraine; e-mail: mystroiev.po20@knmu.edu.ua; <https://orcid.org/0000-0002-0980-983X>

Mikola Berezka, MD, PhD, Professor at the Department of Emergency and Urgent Medical Care, Orthopaedics and Traumatology, Kharkiv National Medical University, Kharkiv, Ukraine; e-mail: mi.berezka@knmu.edu.ua; <https://orcid.org/0000-0003-4095-8494>

Viktoriiia Grigoruk, PhD, Associate Professor at the Department of Emergency and Urgent Medical Care, Orthopaedics and Traumatology, Kharkiv National Medical University, Kharkiv, Ukraine; e-mail: vv.hryhoruk@knmu.edu.ua; <https://orcid.org/0000-0002-8937-7802>

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.

M.Yu. Stroiiev¹, M.I. Berezka¹, V.V. Grigoruk¹, M.Yu. Karpinsky², O.V. Yaresko¹

¹Kharkiv National Medical University, Kharkiv, Ukraine

²Sytenko Institute of the Spine and Joints Pathology of NAMS of Ukraine, Kharkiv, Ukraine

Investigation of the stress-strain state of the tibia model with a fracture of the middle third of the tibia in different variants of osteosynthesis under conditions of increasing compressive load on the implant-bone system

Abstract. Background. In the general structure of injuries, fractures of the bones of the lower extremities account for 47.3 %. Of these fractures, in the first place are the diaphyseal fractures of the shin bones, accounting for 45–56 %. The course of the fusion process has certain features in a third of cases, which are associated with

excess weight. The purpose was to carry out a comparative analysis of the stress-strain state of the models of the tibia with a fracture of the tibia under the influence of a compressive load with different variants of osteosynthesis and depending on the patient's weight. **Materials and methods.** A basic finite element model of the tibia was

developed, which contained the tibia, fibula, and foot bones. In all joints, an interlayer was made between the bone elements with the mechanical properties of cartilage tissue. A fracture in the middle third of the tibia and three types of osteosynthesis were simulated using an external fixation apparatus, extramedullary plate, and intramedullary nail. All models were tested under the influence of vertical compressive loads of 700 and 1200 N. **Results.** Changes in tissue stress values depending on the patient's weight have a linear relationship. An external fixation device and an intramedullary nail provide a decrease in the stress values in the fracture zone below the level of indices for an intact bone. The extracorporeal plate shows significantly worse indicators of the level of stress, both in the fracture zone and in the proximal tibia. In the distal region, the highest stress level is determined in the model with osteosynthesis with an external fixation device. In metal structures, the greatest stresses arise in the extramedullary plate. Around the fixing screws and rods, the highest stresses are determined when the apparatus is used on the lower rod.

Conclusions. The worst indicators of the stress level in the fracture zone (from 26.5 to 45.4 MPa) and in the metal structure (from 227.5 to 389.9 MPa) were determined using an extra-bone plate, which is a consequence of the appearance of an additional bending moment as a result of its one-sided arrangement. Osteosynthesis using an external fixation device provides a fairly low level of stress (from 0.7 to 1.2 MPa) in the fracture zone, but the disadvantage is a high level of stress on the device itself (from 133.7 to 229.2 MPa) and in the remote department tibia (from 13.2 to 22.6 MPa), which is associated with the length of the levers, which are the fixing rods. The lowest stress indices in all elements of the model are determined when using osteosynthesis with an intramedullary nail, which is due to the central location of the main support along the load axis and short levers, which are fixing screws. The function of the dependence of the magnitude of stresses in the elements of the model is linear and directly proportional.

Keywords: osteosynthesis; tibia; middle third; weight

Ігнат'єв О.М.¹, Турчин М.І.¹, Єрмоленко Т.О.¹, Кічмаренко О.Д.²

¹Одеський національний медичний університет, м. Одеса, Україна

²Одеський національний університет ім. І.І. Мечникова, м. Одеса, Україна

Діагностика остеомалаяції й остеопорозу в жінок у постменопаузі

Резюме. Незважаючи на подібний клінічний результат (переломи), морфоструктурні, етіологічні та патогенетичні характеристики остеопорозу й остеомалаяції якісно відрізняються, і схеми лікування при даних станах будуть різними. Для виключення діагностичної помилки перед призначенням лікування пацієнту необхідно провести диференціально-діагностичні заходи, що визначають причину зниження мінеральної щільності кісткової тканини (МЩКТ). Під нашим спостереженням перебували 65 жінок у постменопаузі, середній вік яких становив $62,30 \pm 2,74$ року, зі зниженою МЩКТ, яким провели морфологічне дослідження кісткової тканини (КТ) під час ендопротезування з приводу перелому шийки стегнової кістки. Проведена рентгенівська денситометрія (остеоденситометр «Hologic Discovery» (США)). Функціональну оцінку стану кістково-м'язової системи проводили за допомогою апарату «Insight™». Визначали рівень вітаміну D (25(OH) D) у сироватці крові, остеопротегерину (ОПГ), маркер резорбції КТ С-термінальний телопептид колагену 1-го типу (СТх). Створено математичну модель, що дозволяє прогнозувати значення морфологічного показника «висока функціональна активність клітин КТ» при остеомалаяції та остеопорозі через інші — найбільш прості та доступні — лабораторні показники (25(OH)D, СТх, ОПГ), за даними рентгенівської денситометрії та обстеження на апараті «Insight™» (альгометрія й інклінометрія).

Ключові слова: постменопауза; остеомалаяція; остеопороз; діагностика

Вступ

Остеомалаяція (ОМ) — це системний патологічний процес, що характеризується зниженням міцності кісткової тканини (КТ) в результаті надмірного накопичення немінералізованого остеїду і невідповідності між утворенням кісткового матриксу та його мінералізацією. Найбільш часто остеомалаяція у дорослих розвивається внаслідок вираженого дефіциту вітаміну D будь-якої етіології. У клінічній практиці втрату кісткової маси пов'язують з розвитком остеопорозу (ОП). Однак ОМ також є причиною зниження мінеральної щільності кісткової тканини (МЩКТ), що супроводжується зростанням ризику переломів із розвитком процесу [1–3]. У дорослих людей цей процес часто перебігає безсимптомно [3, 4], як і ОП, і представляє собою до виникнення перелому «безмовну» хворобу. При цьому, незважаючи на подібний клінічний результат (переломи), морфоструктурні, етіологічні та па-

тогенетичні характеристики ОП і ОМ якісно відрізняються [4–6], і схеми лікування при даних станах будуть різними.

Метод рентгенівської денситометрії (ДЕРА) не дозволяє диференціювати причини зниження МЩКТ (ОП і ОМ) [7, 8]. ДЕРА забезпечує тільки діагностику зниження кісткової маси до заданих у програмному забезпеченні приладу значень, що відповідають ОП або остеопенії, незалежно від патологічного процесу, який викликав це зниження [9], тобто ОП діагностують і в пацієнтів зі зниженням кісткової маси, викликаним ОМ [10]. ДЕРА, по суті, є не діагностичним, а прогностичним методом дослідження, що дозволяє оцінити тільки ступінь ризику перелому [11]. Для виключення діагностичної помилки перед призначенням лікування пацієнту необхідно провести диференціально-діагностичні заходи, що визначають причину зниження МЩКТ. Біопсія, необхідна для діагностики ОМ, є

інвазивною маніпуляцією, тому актуальна розробка чітких критеріїв, що визначають необхідність її виконання, або прогнозування значення морфологічного показника через інші — найбільш прості та доступні — лабораторні показники або показники за даними рентгенографії чи іншого обстеження.

Мета роботи: неінвазивна діагностика остеомаліції — можливість спрогнозувати значення морфологічного показника при остеомаліції через доступні лабораторні показники, за даними рентгенівської денситометрії та обстеження на апараті «Insight».

Матеріали та методи

Під нашим спостереженням знаходились 65 жінок у постменопаузі (ПМ), середній вік яких становив $62,30 \pm 2,74$ року, яким провели морфологічне дослідження КТ під час ендопротезування з приводу перелому шийки стегнової кістки. Із них 55 пацієнток, які працювали в несприятливих виробничих умовах, мали зниження МЩКТ (ОП — у 31 жінки, ОМ — у 24), 10 жінок не мали метаболічних розладів КТ.

Фрагмент КТ забирали під час оперативного втручання. Готували недекальциновані зрізи КТ. Досліджували гістоморфометричні параметри утворення кістки. Функціональну активність ядер клітин КТ визначали за допомогою методу диференціального забарвлення ядер з різною функціональною активністю [12]. У кожному випадку досліджували по 100 клітин КТ. Постійні гістологічні препарати досліджували за допомогою методу світлової мікроскопії із застосуванням світлового мікроскопу «CarlZeiss», морфометричні дослідження проводили із застосуванням ліцензійного програмного забезпечення «ВидеоТест-Мастер (Морфологія)» (ООО «ВидеоТест»).

Проведена рентгенівська денситометрія (остеоденситометр Hologic Discovery (США)). Функціональну

оцінку стану кістково-м'язової системи проводили за допомогою апарата «Insight™». Оцінювали показники електроміографії (електроміографічна активність м'язів), альгометрії (больова чутливість), термографії (температура м'язів), інклінометрії (гнучкість хребта) і варіабельності серцевого ритму (адаптація до фізичних навантажень (WPW)).

Рівень вітаміну D (25(OH)D) у сироватці крові вивчали за допомогою імуноферментного методу на аналізаторі EUROIMMUN (Німеччина), маркер резорбції КТ С-термінальний телопептид колагену 1-го типу (СТх) — імунохемілюмінесцентним методом на аналізаторі Cobas 6000 (Roche Diagnostics, Швейцарія), рівень остеопротегерину (ОПГ) визначали методом імуноферментного аналізу на апараті «AxSYM System» (Abbot, Німеччина).

Статистичну обробку отриманих результатів проводили за допомогою прикладних програм Microsoft Office Excel і Statistica 10.0. Для математичної обробки використовували методи первинної описової статистики: середнє значення показника, стандартне відхилення, стандартну помилку, t-критерій Стьюдента.

Особливий інтерес у нашому дослідженні викликає можливість спрогнозувати значення морфологічного показника «висока функціональна активність клітин КТ» (ВФА) через інші — найбільш прості та доступні — лабораторні показники (25(OH)D, СТх, ОПГ), за даними рентгенографії (BMD), обстеження на апараті «Insight™» (альгометрія й інклінометрія).

Попередньо було побудовано низку моделей множинної регресії виду (1) для моделювання значення показника ВФА та встановлено, що найкращими є ті моделі, в яких $\alpha_0 = 0$, тобто залежність значення ВФА розподіляється виключно на відібрані показники 25(OH)D, СТх, ОПГ, BMD, альгометрії та інклінометрії. Математична модель для такого розрахунку має

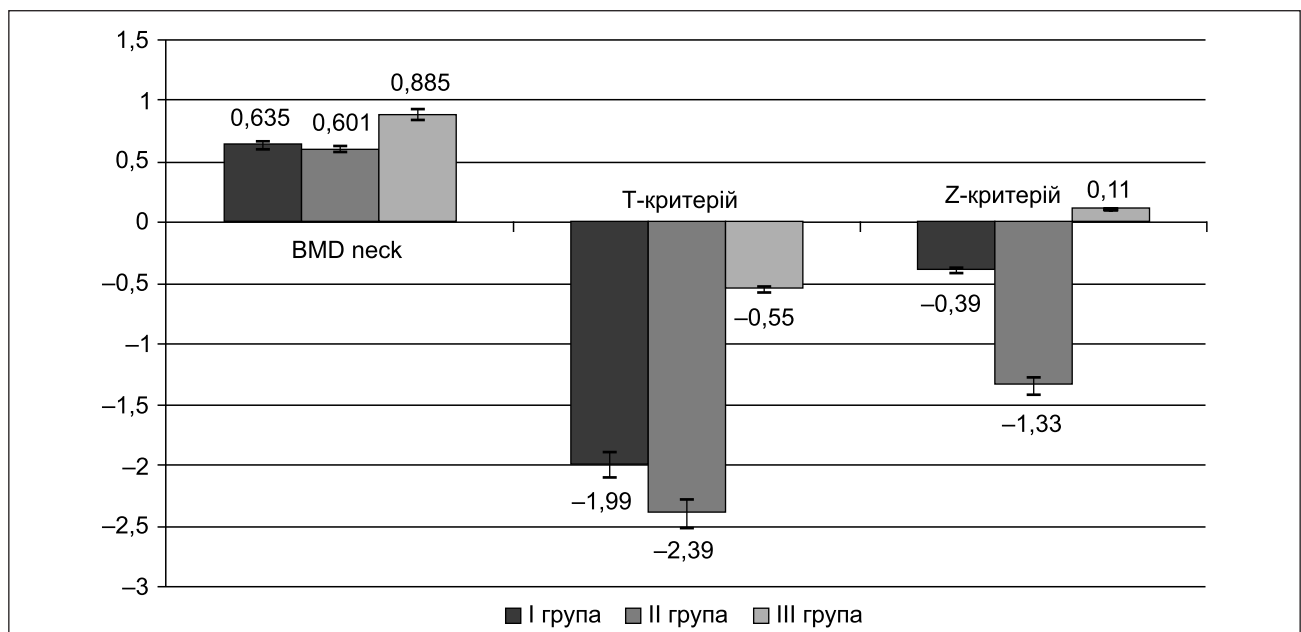


Рисунок 1. Стан МЩКТ (рентгенівська денситометрія)

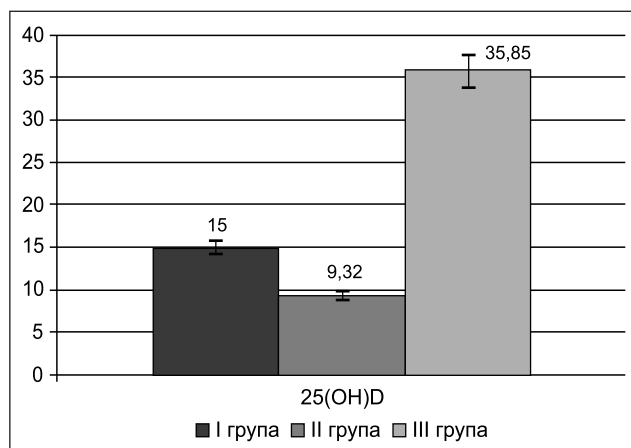


Рисунок 2. Рівень 25(OH)D

вид лінійної множинної регресії, за допомогою таких моделей можна враховувати вплив декількох факторів на показник, що моделюється. Рівняння лінійної множинної регресії будується за формулою:

$$y = \alpha_0 + \alpha_1 x_1 + \alpha_2 x_2 + \alpha_3 x_3 + \dots + \alpha_n x_n, \quad (1)$$

де y — показник, що моделюється, $\alpha_0, \alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \dots, \alpha_n$ — коефіцієнти рівняння лінійної множинної регресії, $x_1, x_2, x_3, \dots, x_n$ — фактори, які впливають на значення показника, що моделюється.

Як показник адекватності регресійної моделі використовується коефіцієнт детермінації R^2 (R-квадрат). Коефіцієнт детермінації приймає значення від 0 до 1. Чим ближче значення R^2 по модулю до 1, тим краще регресійна модель апроксимує емпіричні дані. Модель вважається вірогідною, коли значення R^2 більше або дорівнює 0,5. Моделі, в яких значення R^2 менше 0,5, не використовуються, оскільки вони слабо відображають модельований процес.

Результати та обговорення

Показник BMD неск був знижений ($p < 0,05$) у групах дослідження порівняно з контрольною групою. Причому BMD неск, T-критерій неск і Z-критерій неск були зниженими ($p < 0,05$) у групі пацієток з ОМ порівняно з групою ОП (рис. 1).

Рівень 25(OH)D був знижений ($p < 0,05$) і у групі жінок з ОП і ОМ порівняно з контрольною групою. Звертає на себе увагу більше зниження ($p < 0,05$) 25(OH)D, фосфора, ОПГ і більше підвищення ($p < 0,05$) показника СТх у групі пацієток з ОМ порівняно з групою ОП (рис. 2, 3).

Функціональні показники стану кістково-м'язової системи — електроміографія, альгометрія, термографія, інклінометрія та варіабельність серцевого ритму (адаптація до фізичних навантажень) у групах пацієток з ОП і ОМ — були значуще зниженими ($p < 0,05$) порівняно з показниками жінок контрольної групи, а також у порівнянні між групами нижчими ($p < 0,05$) в пацієток з ОМ (рис. 4).

Морфологічні зміни при ОП і ОМ мають спільні ознаки і відмінності. Спільним є витончення кісткових балок, розширення каналів остеонів, наявність безклітинних ділянок і безклітинних лакун. На відміну від ОП при ОМ збільшується товщина і площа остеоїду, зменшення оксифілії матриксу є менш вираженим, спостерігається більш висока ($p < 0,05$) функціональна активність клітин КТ (ВФА) (рис. 5).

Таким чином, у ПМ жінок з ОМ порівняно з ПМ жінками з ОП виявлені значуще вищі ($p < 0,05$) зміни структурно-функціонального стану КТ, біохімічних маркерів резорбції, а також більш низький ($p < 0,05$) рівень вмісту 25(OH)D і ОПГ. Функціональні показники стану кістково-м'язової системи у порівнянні між групами нижчі ($p < 0,05$) у пацієток з ОМ. На відміну від ОП при ОМ збільшується товщина і площа остео-

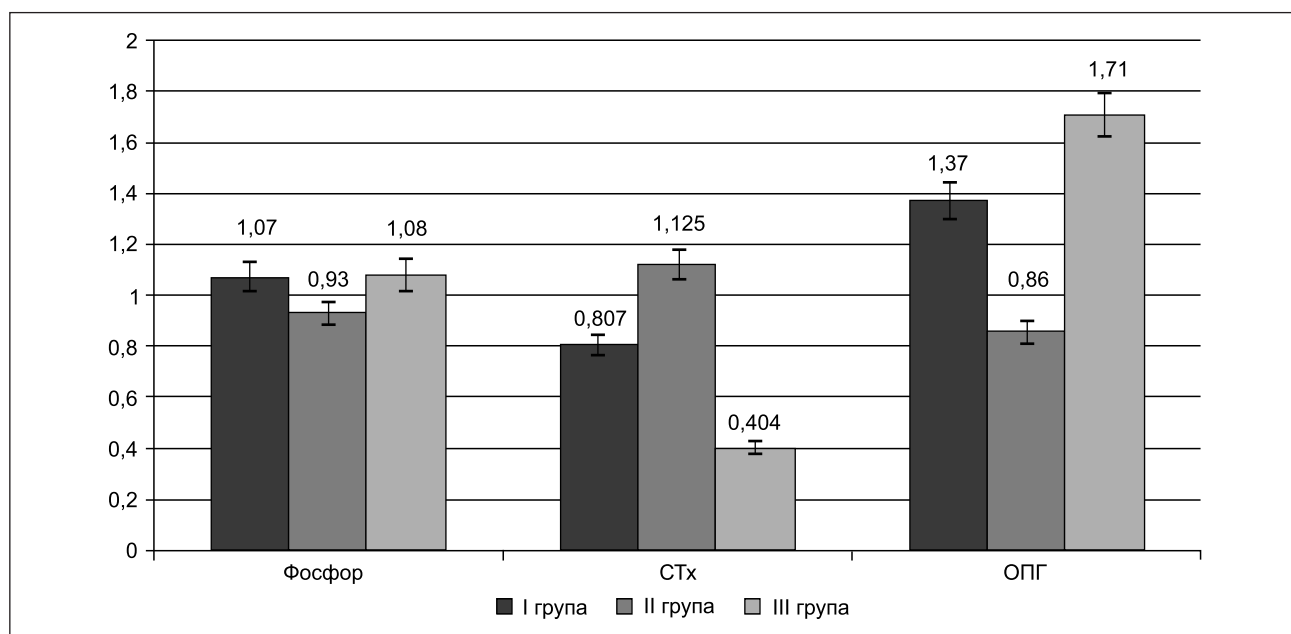


Рисунок 3. Рівень фосфору, СТх, ОПГ

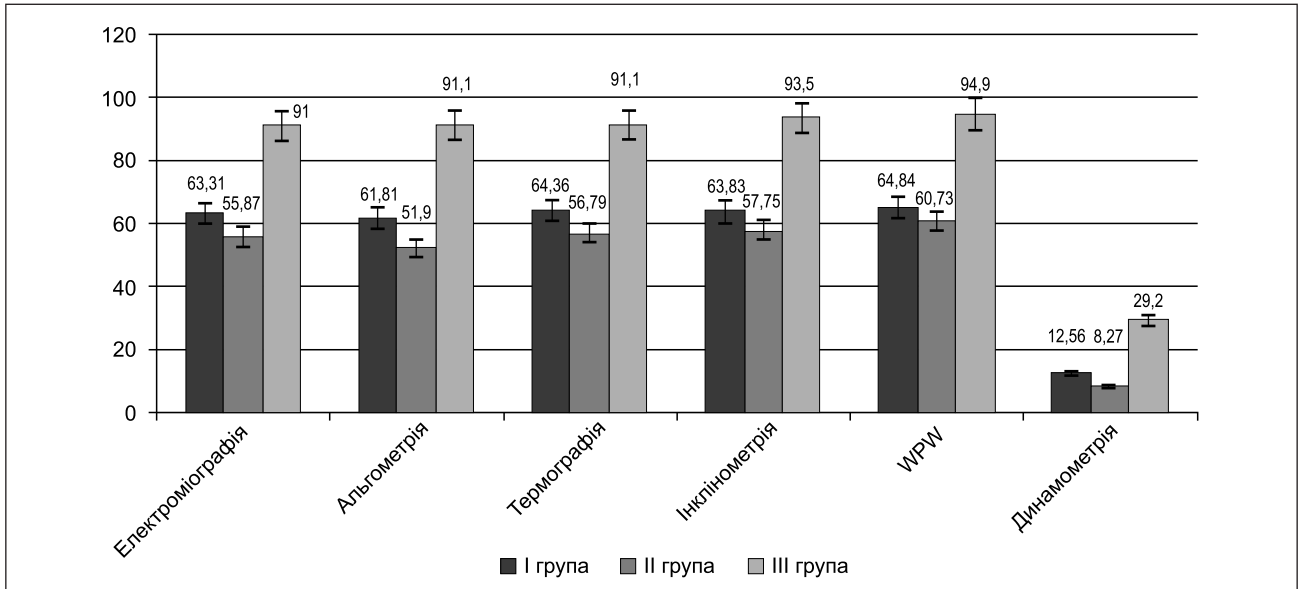


Рисунок 4. Показники «Insight™» і динамометрії

їду, зменшення оксифілії матриксу є менш вираженим, спостерігається більш висока ($p < 0,05$) функціональна активність ядер клітин КТ.

У табл. 1 подані коефіцієнти моделей множинної регресії, побудованих на чинниках, що впливають на значення показника ВФА. Усі моделі є адекватними та якісними за значенням коефіцієнта детермінації R^2 . Значення коефіцієнтів моделі $\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_6$ вказують на впливовість чинника в моделі.

Модель 1 ($R^2 = 0,9926$) можна записати формулою:

$$ВФА = -0,4 \times 25(ОН)D + 12,38 \times СТх + 6,25 \times ОПГ + 11,02 \times ВМД + 0,149 \times \text{альго-} + 0,16 \times \text{інкліно-}.$$

Модель 1 можна спростити, виключаючи з неї чинник з найменшим коефіцієнтом. Значення α_5 та α_6 є

найменшими та близькими між собою, тому виключимо з моделі чинники альго- та інкліно- та отримаємо модель 2:

$$(R^2 = 0,9892): ВФА = 0,057 \times 25(ОН)D + 18,46 \times СТх + 10,2 \times ОПГ + 15,05 \times ВМД.$$

Тепер ми бачимо, що в моделі 2 найменш впливовим є чинник $25(ОН)D$, тобто його можна виключити з неї. Отримаємо модель 3 ($R^2 = 0,9891$), яка за значенням R^2 майже не відрізняється від моделі 2:

$$ВФА = 17,9 \times СТх + 10,5 \times ОПГ + 16,5 \times ВМД.$$

Далі можна було б чинити аналогічно, виключаючи з моделі 3 послідовно ОПГ та з моделі 4 СТх, але різниця між коефіцієнтами в моделі 3 є незначною, тому

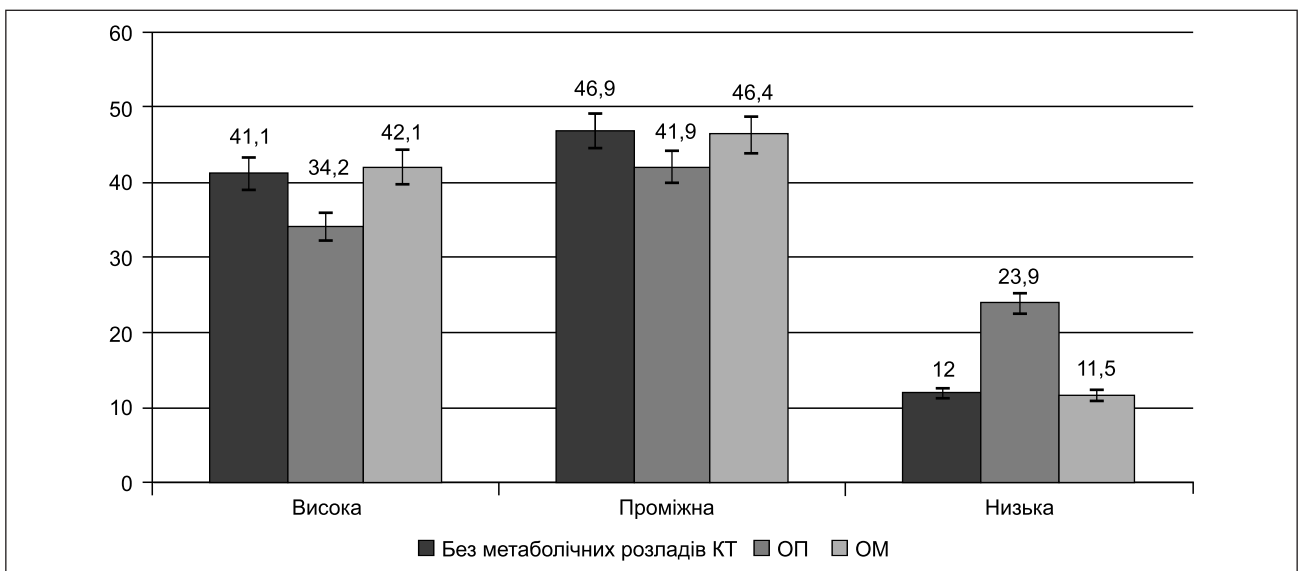


Рисунок 5. Функціональна активність ядер клітин КТ у пацієнтів з ОП та ОМ

Таблиця 1. Моделі оцінки значення показника ВФА за даними первинного обстеження в жінок

Чинники	R ² -коефіцієнти	Модель 1	Модель 2	Модель 3	Модель 4	Модель 5
		0,9926	0,9892	0,9891	0,9719	0,938
25(ОН)D	α_1	-0,4	0,057			
СТх	α_2	12,38	18,46	17,9	14,7	
ОПГ	α_3	6,25	10,2	10,5		
BMD	α_4	11,02	15,05	16,5	36,97	50,26
Альго-	α_5	0,15				
Інкліно-	α_6	0,16				

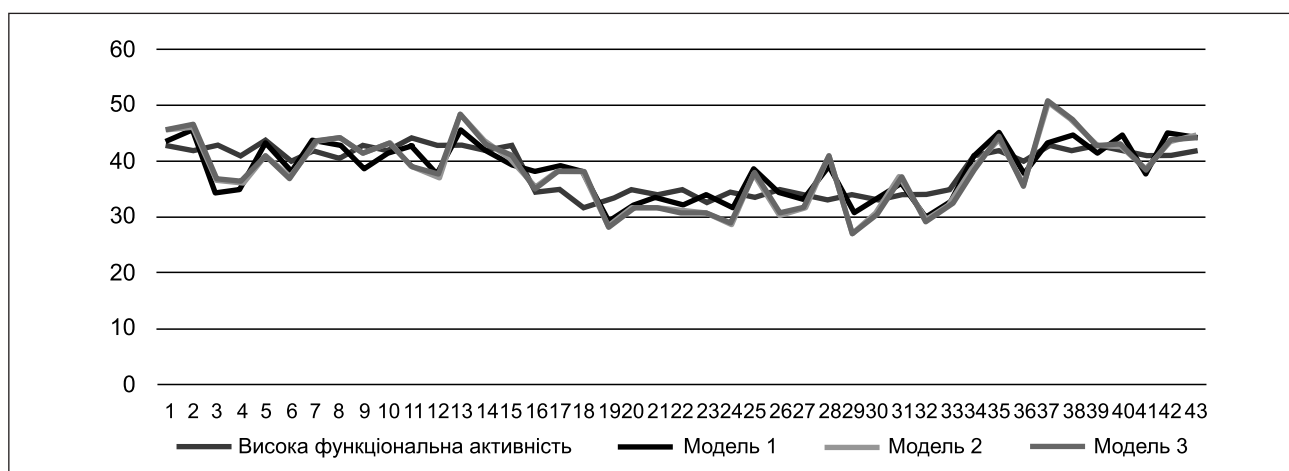


Рисунок 6. Значення показника ВФА — первинні та розраховані за допомогою моделей 1–3

робити таке виключення недоцільно. Отже, для моделювання значення показника ВФА клітин КТ залишимо моделі 1–3.

Таким чином, як видно з наведеного графіку (рис. 6), побудовані моделі 1, 2 та 3 максимально відтворюють первинні показники високої функціональної активності клітин КТ та можуть бути рекомендовані для практичного застосування.

Висновки

Створена математична модель, що дозволяє прогнозувати значення морфологічного показника «висока функціональна активність ядер клітин КТ» при остеомалії та остеопорозі через інші — найбільш прості та доступні — лабораторні показники (25(ОН)D, СТх, ОПГ), за даними рентгенівської денситометрії та обстеження на апараті «Insight™» (альгометрія та інклінометрія).

Список літератури

1. Anumula S., Magland J., Wehrli S.L., Ong H., Song H.K., Wehrli F.W. Multi-modality study of the compositional and mechanical implications of hypomineralization in a rabbit model of osteomalacia. *Bone*. 2008. (2). 405-413.
2. Ascenzi M.-G., Hetzer N., Lomovtsev A., Rude R., Nativ A., Favia A. Variation of trabecular architecture in proximal

femur of postmenopausal women. *J. Biomechanics*. 2011. 44(2). 248-256.

3. Arya V., Jain V. Osteomalacia — what the rheumatologist needs to know. *Indian J. Rheumatology*. 2007. 2(1). 17-22.

4. Аврунин А.С. Остеопороз и остеомалация — клинико-диагностические проблемы. *Травматология России*. 2014. № 4. С. 67-76.

5. Boivin G., Bala Y., Doublier A., Farlay D., Ste-Marie L.G., Meunier P.J., Delmas P.D. The role of mineralization and organic matrix in the microhardness of bone tissue from controls and osteoporotic patients. *Bone*. 2008. (3). 532-538.

6. Demay M.B., Krane S.M. Disorders of calcification: osteomalacia and rickets. *Endocrinology: adult and pediatric*. Saunders. 2010. 70. 1311-1329.

7. Bhan A., Rao A.D., Rao D.S. Osteomalacia as a Result of Vitamin D Deficiency. *Endocrinol. Metab. Clin. N. Am.* 2010. 39. 321-331.

8. Russell L.A. Osteoporosis and Osteomalacia. *Rheum. Dis. Clin. North Am.* 2010. 36(4). 665-680.

9. Lewiecki E.M., Bilezikian J.P., Cooper C., Hochberg M.C., Luckey M.M., Maricic M., Miller P.D. Proceedings of the Eighth Annual Santa Fe Bone Symposium. August 3–4, 2007. *J. Clinical Densitometry: Assessment of Skeletal Health*. 2008. (2). 313-324.

10. Kanis J.A., McCloskey E.V., Johansson H., Oden A., Melton III L.J., Khaltayev N. A reference standard for the description of osteoporosis. *Bone*. 2008. (3). 467-475.

11. Siminoski K., Leslie W.D., Frame H., Hodsman A., Josse R.G., Khan A., Lentle B.C., Lévesque J., Lyons D.J., Tarulli G., Brown J.P. Recommendations for Bone Mineral Density Reporting in Canada. *JACR*. 2005. 56(3). 178-188.

12. Пикалюк В.С., Кутя С.А., Шадура Д.В. Модификация методики гистологического исследования костной

ткани. *Морфологія*. 2010. № 3. С. 72-76. Режим доступу до журналу: http://www.morphology.dp.ua/_pub/MORPHO-2010-04-03/10pvsikt.pdf

Отримано/Received 10.01.2022

Рецензовано/Revised 19.01.2022

Прийнято до друку/Accepted 25.01.2022 ■

Information about authors

O.M. Ignatiev, Honored Worker of Science and Technology of Ukraine, MD, PhD, Professor, Department of professional pathology and functional diagnosis, Odessa National Medical University, Odessa, Ukraine; e-mail: ignatyev2009@rambler.ru; <https://orcid.org/0000-0002-7538-2854>

Mykola Turchyn, MD, PhD, Associate Professor at the Department of occupational pathology and functional diagnosis, Odessa National Medical University, Odessa, Ukraine; e-mail: trauma7777@mail.ru; <https://orcid.org/0000-0001-6421-6407>

Tetyana Yermolenko, MD, PhD, Professor at the Department of obstetrics and gynecology, Odessa National Medical University, Odessa, Ukraine; e-mail: ermolenkota@ukr.net; <https://orcid.org/0000-0002-2806-7376>

Olga Kichmarenko, Odessa I.I. Mechnikov National University, Odessa, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0002-7388-4922>

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.M. Ignatiev¹, M.I. Turchyn¹, T.O. Ermolenko¹, O.D. Kichmarenko²

¹Odessa National Medical University, Odessa, Ukraine

²Odessa I.I. Mechnikov National University, Odessa, Ukraine

Diagnosis of osteomalacia and osteoporosis in postmenopausal women

Abstract. Despite a similar clinical outcome (fractures), morpho-structural, etiological and pathogenetic characteristics, osteoporosis and osteomalacia differ qualitatively, and treatment regimens for these conditions will be different. To rule out a diagnostic error before prescribing treatment, the patient must undergo differential diagnostic measures to determine the cause of decreased bone mineral density. We observed 65 postmenopausal women aged on average 62.30 ± 2.74 years, with reduced bone mineral density, who underwent morphological examination of bone tissue during hip arthroplasty for femoral neck fracture. X-ray densitometry was performed on Hologic Discovery bone densitometer (USA). Functional

assessment of the musculoskeletal system was performed using the Insight™ device. The level of vitamin D (25(OH)D) in the blood serum was evaluated, as well as osteoprotegerin, C-terminal telopeptide of type 1 collagen, bone turnover marker. A mathematical model has been created that allows predicting the value of the morphological indicator “high functional activity of bone tissue cells” in osteomalacia and osteoporosis through other, the simplest and accessible laboratory parameters (25(OH)D, C-terminal telopeptide of type 1 collagen, osteoprotegerin), according to X-ray densitometry and examination on the Insight™ device (algometry and inclinometry).

Keywords: postmenopause; osteomalacia; osteoporosis; diagnosis

Левицький А.Ф.¹, Рогозинський В.О.^{1,2}, Карпінська О.Д.³¹Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, м. Київ, Україна²Національна дитяча спеціалізована лікарня «ОХМАТДИТ», м. Київ, Україна³ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

Динаміка корекції складної сколіотичної деформації хребта у дітей при використанні гало-гравітаційної тракції

Резюме. Актуальність. Деформації хребта є однією з поширених ортопедичних патологій дитячого віку. Сьогодні, за даними медичної статистики, у 75 % дітей віком 7–12 років виявляється сколіоз. Сколіоз III–IV ступеня з вираженими косметичними та функціональними порушеннями становить 1,5–2 % від усіх випадків. Лікування виражених сколіотичних деформацій у дітей залишається великим викликом для хірурга-вертебролога. Передопераційна гало-гравітаційна тракція (ГГТ) може бути одним із варіантів забезпечення кращої корекції складних сколіотичних деформацій і мінімізації неврологічних ускладнень, пов'язаних із силовим інтраопераційним навантаженням. **Матеріали та методи.** Досліджено 76 пацієнтів віком від 7 до 17 років зі складними сколіотичними деформаціями хребта. Досліджено дві групи: I (дослідна група) — 38 дітей, яких лікували з використанням гало-гравітаційної тракції з застосуванням розробленої тактики етапного хірургічного лікування; II (контрольна група) — 38 дітей, яким виконували одномоментну хірургічну корекцію. **Результати.** Визначено, що після гало-гравітаційної тракції у дітей статистично значуще ($p < 0,001$) зменшився кут деформації — в середньому на $36,5 \pm 14,9^\circ$, зміна деформації у хлопчиків та дівчаток відбувалася однаково ($p = 0,279$). З віком у дітей збільшується кут сколіотичної деформації. Після ГГТ у дітей до 13 років спостерігали зменшення кута деформації в середньому до $67,6 \pm 14,7^\circ$, у дітей старше 14 років — до $85,9 \pm 18,2^\circ$, у дітей молодше 14 років зменшення кута деформації було значуще більшим — в середньому на $38,9 \pm 13,2^\circ$, тоді як у дітей старше 14 років у середньому не сягало 30° — $27,5 \pm 18,6^\circ$. У дітей молодше 14 років застосування ГГТ більш ефективно, ніж у дітей старшого віку. Пацієнти I групи перед хірургічною корекцією сколіотичної деформації мали статистично значуще ($p < 0,001$) менший кут деформації, ніж у пацієнтів II групи ($106,0 \pm 4,5^\circ$). Після оперативної корекції кут деформації в дітей I групи ($44,4 \pm 15,3^\circ$) був значуще ($p < 0,001$) меншим, ніж у дітей II групи ($56,9 \pm 14,2^\circ$), зменшення деформації хребта було статистично значущим ($p < 0,001$) в обох групах. Визначено, що в дітей старше 14 років корекція деформації була статистично значуще меншою ($\alpha = 0,05$), ніж у молодших дітей, причому це спостерігалось в обох групах. В I групі відсоток корекції деформації в дітей від 7 до 13 років був статистично близьким ($p = 0,181$), але в II групі відсоток корекції в дітей від 11 до 13 років був значуще меншим, ніж у дітей молодше 10 років. **Висновки.** Після гало-гравітаційної тракції в дітей статистично значуще ($p < 0,001$) зменшився кут деформації — в середньому на $36,5 \pm 14,9^\circ$, що становить $34,0 \pm 14,1$ % корекції деформації. Динаміка корекції не залежить від статі дітей ($p = 0,824$). Величина кута деформації в пацієнтів I групи (гало-гравітаційна тракція) перед хірургічною корекцією була статистично значуще меншою, ніж у дітей II групи. Це обумовило статистично значуще ($p < 0,001$) кращі результати хірургічної корекції в I групі ($59,4 \pm 13,1$ %), ніж у пацієнтів II групи ($46,6 \pm 12,3$ %). Незалежно від протоколу лікування кращі результати корекції сколіотичної деформації були в дітей молодше 14 років.

Ключові слова: гало-гравітаційна тракція; сколіотична деформація

Вступ

Деформації хребта є однією з поширених ортопедичних патологій дитячого віку. Сьогодні, за даними медичної статистики, у 75 % дітей віком 7–12 років виявляється сколіоз. У дітей віком 10–18 років складні деформації хребта діагностуються в 2–3 % випадків у популяції, проте перебіг захворювання в кожній дитини є індивідуальним: від швидкого темпу прогресування до незмінного та стабільного впродовж кількох років [1]. Сколіоз III–IV ступеня з вираженими косметичними та функціональними порушеннями становить 1,5–2 % від усіх випадків [2].

Складні сколіотичні деформації в дітей (> 100°) становлять від 0,12 до 1,7 % серед інших сколіотичних деформацій хребта. Неефективність консервативного лікування при складних деформаціях хребта в дітей стала передумовою інтенсивного розвитку різних механічних пристроїв для лікування та подальшої стабілізації [3]. Водночас у тактичних підходах до лікування хворих зі складними деформаціями хребта можна відзначити відновлення осі хребта та біомеханіки хребетного стовпа, косметичний ефект, низький ризик ускладнень, надійність стабілізації, мінімальну втрату корекції.

Однак лікування виражених сколіотичних деформацій у дітей залишається великим викликом для хірурга-вертебролога. Передопераційна гало-гравітаційна тракція може бути одним із варіантів забезпечення кращої корекції складних сколіотичних деформацій та мінімізації неврологічних ускладнень, пов'язаних із силовим інтраопераційним навантаженням. Деякі автори вивчали використання гало-гравітаційної тракції як одного з напрямків задньої реконструктивної хірургії при тяжкому сколіозі. При гало-гравітаційній тракції існує можливість поступового зменшення деформації та відновлення балансу тулуба за рахунок видовження хребта. Також повідомляється про поліпшення функціональних параметрів та якості життя [4–7].

Адже до сьогодні питання стратегії та тактики хірургії складних деформацій хребта остаточно не розроблені та потребують подальшого відпрацювання.

Сучасна хірургічна практика одномоментної корекції складних деформацій хребта включає виконання остеотомій хребта, що значно поліпшує можливість корекції деформації, але й збільшує ризик неврологічних ускладнень, об'єм інтраопераційної крововтрати.

Матеріали та методи

Досліджено 76 пацієнтів від 7 до 17 років зі складними сколіотичними деформаціями хребта, які проходили лікування у клініці кафедри дитячої хірургії Національного медичного університету імені О.О. Богомольця (на базі хірургічних відділень НДСЛ «ОХМАТДИТ», м. Київ) в період з 2009 по 2019 рік.

Пацієнти були поділені на дві групи: I (дослідна група) — 38 дітей, яких лікували з використанням гало-гравітаційної тракції з застосуванням розробленої тактики етапного хірургічного лікування; II (контрольна група) — 38 дітей, яким виконували одномоментну хірургічну корекцію.

Вік дітей в I групі становив $11,0 \pm 2,8$ року, у II групі — $11,2 \pm 2,8$ року, вік дітей у групах був статистично однаковим ($t = -0,409$; $p = 0,684$). У групах було 28 (36,8 %) хлопчиків і 48 (63,2 %) дівчаток, в I групі було 18 (47,4 %) хлопчиків і 20 (52,6 %) дівчаток, у II групі — відповідно 10 (26,3 %) та 28 (73,7 %); переважали дівчатка, але різниця за статтю між групами не досягла статистично значущого рівня ($p = 0,057$).

Величина кута сколіотичної деформації у групах пацієнтів надана в табл. 1.

За даними статистичного аналізу було показано, що за первинним рівнем сколіотичної деформації групи дітей були однаковими ($p = 0,113$), також не виявлено статистичної різниці в величині деформації у хлопчиків та дівчаток як у межах груп (I — $p = 0,279$; II — $p = 0,181$), так і між групами (хлопчики — $p = 0,279$; дівчатка — $p = 0,181$).

Таким чином, групи можна вважати однаковими як за розподілом за віком, статтю, так і за рівнем первинної сколіотичної деформації.

Дані були оброблені статистично. Розраховували середнє (M), стандартне відхилення (SD), мінімальне (min) та максимальне (max) значення вибірок. Порівняння між групами проводили за Т-тестом для незалежних вибірок з розрахуванням різниці середніх ($M \pm SE$), критичного значення тесту (t) та статистичної значущості (p). Для оцінки рівності дисперсії вибірок використовували тест Левене, при відхиленні нульової гіпотези тесту ($p < 0,05$) застосовували тест Уелча. При порівнянні більше 2 вибірок використовували однофакторний дисперсійний аналіз ANOVA з апостеріорним тестом Дункана. При порівнянні різних термінів спостереження використовували парний Т-тест щодо різниці середніх ($M \pm SD$), критичного

Таблиця 1. Розподіл хворих за величиною первинної сколіотичної деформації

Група	Величина первинної сколіотичної деформації, ° $M \pm SD/\min \div \max$			
	По групі	Хлопчики	Дівчатка	t, p
I	$108,0 \pm 6,0$ 100 ÷ 121	$109,2 \pm 7,7$ 100,0 ÷ 121,0	$107,0 \pm 3,7$ 101,0 ÷ 113,0	$t = 1,109$ $p = 0,279$
II	$106,1 \pm 4,5$ 100 ÷ 117	$107,7 \pm 3,8$ 103,0 ÷ 114,0	$105,5 \pm 4,6$ 100,0 ÷ 117,0	$t = 1,364$ $p = 0,181$
Статистична значущість різниці між групами	$t = 1,604$ $p = 0,113$	$t = 1,109$ $p = 0,279$	$t = 1,364$ $p = 0,181$	

значення тесту (t) та статистичної значущості (p) [8]. Аналіз проводили з використанням пакета прикладних програм IBM SPSS Statistics 20.0.

Результати та обговорення

Розглянемо вплив розробленої нами гало-гравітаційної тракції перед хірургічною корекцією на зміну величини кута сколіотичної деформації.

У пацієнтів I групи після гало-гравітаційної тракції відмічали зміну величини кута сколіотичної деформації.

Динаміка величини кута деформації після ГГТ у пацієнтів I групи наведена в табл. 2.

За даними статистичного аналізу було визначено, що після гало-гравітаційної тракції в дітей статистично значуще (p < 0,001) зменшився кут деформації — в середньому на 36,5 ± 14,9°, що становить 34,0 ± 14,1 % корекції деформації. Зміна деформації у

хлопчиків та дівчаток відбувалася однаково, тобто відсутність різниці до лікування (p = 0,279) зберігалася після ГГТ (p = 0,542). Динаміка корекції у хлопчиків (35,9 ± 16,8°) та дівчаток (37,1 ± 13,5°) також була однаковою (p = 0,824).

Для визначення того, чи впливає вік дитини на результат ГГТ, ми розподілили пацієнтів на 3 вікові підгрупи: від 7 до 10 років (15 дітей), від 11 до 13 років (15 дітей) та від 14 до 17 років (8 дітей). Для вирішення завдання був застосований дисперсійний тест ANOVA з апостеріорним тестом Дункана, результати якого наведені в табл. 3.

За даними статистичного аналізу було визначено: можна з 5% помилкою стверджувати, що з віком у дітей збільшується кут сколіотичної деформації. Після ГГТ величина кута сколіотичної деформації в дітей також розподіляється по-різному: у дітей до 13 років спостерігали зменшення кута деформації в серед-

Таблиця 2. Динаміка кута сколіотичної деформації в пацієнтів I групи після ГГТ

Параметри	Кут деформації, ° M ± SD/min ÷ max		Статистична значущість різниці між періодами (t, p)	Динаміка	
	До лікування	Після ГГТ		(M ± SD) min ÷ max	% (M ± SD) min ÷ max
Середні по групі	108,0 ± 6,0 100,0 ÷ 121,0	71,5 ± 16,5 41,0 ÷ 106,0	t = 15,043 p < 0,001	36,5 ± 15,0 7,0 ÷ 67,0	34,0 ± 14,1 6,7 ÷ 60,2
Хлопчики	109,2 ± 7,7 100,0 ÷ 121,0	73,2 ± 19,5 41,0 ÷ 106,0	t = 9,061 p < 0,001	35,9 ± 16,8 12,0 ÷ 67	33,2 ± 16,1 10,2 ÷ 60,2
Дівчатка	107,0 ± 3,7 101,0 ÷ 113,0	69,9 ± 13,5 49,0 ÷ 98,0	t = 12,273 p < 0,001	37,1 ± 13,5 7,0 ÷ 61,0	34,6 ± 12,5 6,7 ÷ 54,2
Статистична значущість різниці між статями	t = 1,109 p = 0,279	t = 0,615 p = 0,542		t = -0,224 p = 0,824	t = -0,304 p = 0,763

Таблиця 3. Розподіл величини сколіотичної деформації в дітей за віковими групами (за даними ANOVA з апостеріорним тестом Дункана)

Вік, років	Кут сколіотичної деформації, ° (M ± SD)				
	Різниця між підгрупами для α = 0,05				
	До лікування			Після ГГТ	
	1	2	3	1	2
Від 7 до 10 років	104,3 ± 3,7			67,6 ± 13,7	
Від 11 до 13 років		108,9 ± 4,7		67,7 ± 14,7	
Від 14 до 17 років			113,4 ± 7,2		85,9 ± 18,2
Статистична значущість у межах підгруп	1,000	1,000	1,000	0,992	1,000

Таблиця 4. Динаміка кута сколіотичної деформації після ГГТ у дітей різних вікових груп (за даними ANOVA, апостеріорний тест Дункана)

Вік, років	Кут сколіотичної деформації, ° (M ± SD)	
	Різниця між підгрупами для α = 0,05	
	1	2
Від 14 до 17 років	27,5 ± 18,6	
Від 7 до 10 років		36,7 ± 12,9
Від 11 до 13 років		41,2 ± 13,5
Статистична значущість у межах підгруп	1,000	0,455

ньому до $67,6 \pm 14,7^\circ$, а у дітей старше 14 років — до $85,9 \pm 18,2^\circ$, аналіз динаміки кута деформації показує, що в дітей молодше 14 років зменшення кута деформації є значуще більшим — у середньому на $38,9 \pm 13,2^\circ$, тоді як у дітей старше 14 років в середньому не сягає 30° — $27,5 \pm 18,6^\circ$, причому ця різниця є статистично значущою ($\alpha = 0,05$) (табл. 4).

З огляду на отримані дані можна стверджувати, що в дітей молодше 14 років застосування ГГТ є більш ефективним, ніж у дітей старшого віку.

Таким чином, пацієнти I групи перед хірургічною корекцією сколіотичної деформації мали статистично значуще ($p < 0,001$) зменшений кут деформації ($71,5 \pm 2,7^\circ$), відповідно, статистично значуще менший ($p < 0,001$), ніж у пацієнтів II групи ($106,0 \pm 4,5^\circ$).

Розглянемо динаміку деформації в дітей після ГГТ і хірургічної корекції та в дітей після тільки хірургічної корекції (табл. 5).

За результатами статистичного аналізу, як і було показано раніше, в пацієнтів I групи отриманий після ГГТ кут сколіотичної деформації ($71,5 \pm 16,5^\circ$) був статистично значуще ($p < 0,001$) меншим, ніж у II групі ($106 \pm 4,5^\circ$). Після хірургічної корекції кут деформації у дітей I групи ($44,1 \pm 15,3^\circ$) також виявився статистично значуще ($p < 0,001$) меншим, ніж у II групі

($56,9 \pm 14,2^\circ$). Зменшення кута деформації в обох групах було однаково статистично значущим ($p < 0,001$). Хірургічну корекцію сколіотичної деформації в дітей I групи ($27,4 \pm 11,1^\circ$) виконували на статистично значуще ($p < 0,001$) менший кут, ніж у дітей II групи ($49,2 \pm 12,6^\circ$). Відсоток корекції в групах також значуще ($p = 0,009$) відрізнявся, тобто в дітей I групи корекція становила $38,6 \pm 13,3\%$, а в дітей II групи — $46,5 \pm 12,3\%$.

Загальна зміна кута деформації в дітей відносно початкового стану надана в табл. 6.

Як було доведено раніше, різниці у величині сколіотичної деформації до лікування між групами не було ($p = 0,113$). Після лікування кут деформації, як показано вище, в дітей I групи ($44,4 \pm 15,3^\circ$) був значуще ($p < 0,001$) меншим, ніж у дітей II групи ($56,9 \pm 14,2^\circ$), хоча зменшення деформації хребта було статистично значущим ($p < 0,001$) в обох групах. При цьому загальний відсоток корекції деформації в результаті лікування в дітей I групи ($59,4 \pm 13,1\%$) був статистично значуще ($p < 0,001$) більшим, ніж у дітей II групи ($46,6 \pm 12,3\%$).

На діаграмі (рис. 1) наведена динаміка кута сколіотичної деформації в дітей.

На діаграмі (рис. 1) показано, що від однакового кута сколіотичної деформації в дітей до лікування піс-

Таблиця 5. Результати хірургічної корекції сколіотичної деформації в дітей

Група	Кут деформації, ° M ± SD/min ÷ max				
	До операції	Після операції	Статистична значущість між періодами	Величина зміни	Доля зміни, %
I	$71,5 \pm 16,5$ $41,0 \div 106,0$	$44,1 \pm 15,3$ $21,0 \div 82,0$	$t = 15,171$ $p < 0,001$	$27,4 \pm 11,1$ $13,0 \div 56,0$	$38,6 \pm 13,3$ $18,3 \div 68,$
II	$106,1 \pm 4,5$ $100,0 \div 117,0$	$56,9 \pm 14,2$ $34,0 \div 90,0$	$t = 24,015$ $p < 0,001$	$49,2 \pm 12,6$ $23,0 \div 71,0$	$46,5 \pm 12,3$ $20,4 \div 67,6$
Різниця середніх (M ± SE)	$-34,6 \pm 2,8$	$-12,8 \pm 3,4$		$-21,8 \pm 2,7$	$7,9 \pm 2,9$
Статистична значущість між групами	$t = -12,477$ $p < 0,001$	$t = -3,786$ $p < 0,001$		$t = -7,967$ $p < 0,001$	$t = -2,692$ $p = 0,009$

Таблиця 6. Аналіз зміни кута сколіотичної деформації в результаті лікування

Група	Кут деформації, ° M ± SD/min ÷ max			
	До лікування	Після лікування	M ± SD t, p	Величина зміни
I	$108,0 \pm 6,0$ $100,0 \div 121,0$	$44,1 \pm 15,3$ $21,0 \div 82,0$	$63,9 \pm 13,6$ $t = 28,892$ $p < 0,001$	$59,4 \pm 13,1$ $31,0 \div 79,0$
II	$106,1 \pm 4,5$ $100,0 \div 117,0$	$56,9 \pm 14,2$ $34,0 \div 90,0$	$49,2 \pm 12,6$ $t = 24,015$ $p < 0,001$	$46,6 \pm 12,3$ $20 \div 68$
Різниця середніх (M ± SE)	$1,9 \pm 1,2$	$-12,8 \pm 3,4$		$12,9 \pm 2,9$
Статистична значущість між групами	$t = 1,604$ $p = 0,113$	$t = -3,786$ $p < 0,001$		$t = 4,412$ $p < 0,001$

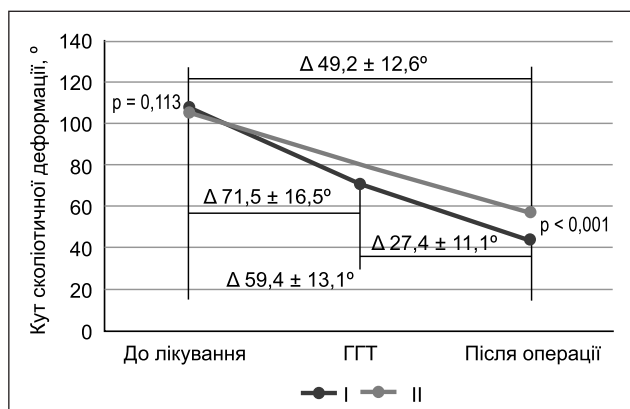


Рисунок 1. Динаміка кута деформації в дітей

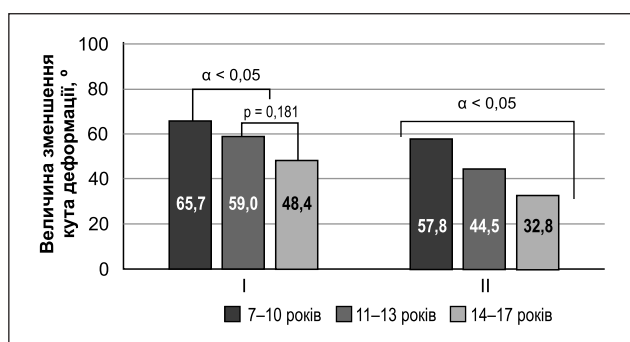


Рисунок 2. Величина зміни кута сколіотичної деформації в дітей різного віку по групах

ля хірургічної корекції у групах остаточний кут деформації виявився статистично значуще різним ($p < 0,001$), з кращими результатами у групі з ГТТ.

Проаналізуємо, чи впливає вік дітей на результат лікування. Для цього провели однофакторний дисперсійний аналіз (ANOVA) з апостеріорним тестом Дункана, результати якого надані в табл. 7

За даними проведеного аналізу визначено, що в дітей старше 14 років корекція деформації була статистично значуще меншою ($\alpha = 0,05$), ніж у дітей молодшого віку, причому це спостерігалось в обох групах. В I групі відсоток корекції деформації в дітей від 7 до 13 років був статистично близьким ($p = 0,181$), але в II групі відсоток корекції в дітей від 11 до 13 років був значуще меншим, ніж у дітей молодше 10 років. На діаграмі (рис. 2) наведена різниця у величині корекції сколіотичної деформації в дітей різного віку по групах.

На наданій діаграмі розподілу величини зміни кута сколіотичної деформації можна відмітити, що за всіма віковими підгрупами в дітей I групи величина зменшення кута деформації була більшою. Наскільки різними виявилися результати корекції деформації в дітей різного віку по групах, показано в табл. 8.

За результатами проведеного статистичного аналізу було визначено, що у дітей молодше 13 років найкращі результати лікування були в I групі, тобто використання ГТТ статистично значуще поліпшує результати лікування. У дітей старше 14 років відсутня значуща різниця ($p = 0,060$) результатів лікування, хоча в ді-

Таблиця 7. Оцінка зменшення кута сколіотичної деформації у дітей різних вікових груп

Вік, років	Зменшення кута деформації, ° (M ± SD)						
	I група			II група			
	n	α = 0,05		n	α = 0,05		
		1	2		1	2	3
Від 14 до 17 років	8	48,4 ± 17,3		7	32,8 ± 10,		
Від 11 до 13 років	15		59,0 ± 9,3	19		44,5 ± 9,6	
Від 7 до 10 років	15		65,7 ± 10,5	12			57,8 ± 5,6
Статистична значущість у межах кластера, p		1,000	0,181		1,000	1,000	1,000

Таблиця 8. Аналіз зменшення кута сколіотичної деформації в дітей різного віку у групах спостереження

Група	Зменшення кута деформації, ° M ± SD/min ÷ max		
	Вік, років		
	7–10	11–13	14–17
I	65,7 ± 10,5 44,2 ÷ 79,4	59,0 ± 9,3 39,0 ÷ 74,8	48,4 ± 17,3 30,5 ÷ 77,6
II	57,8 ± 5,6 45,2 ÷ 64,4	44,5 ± 9,6 26,8 ÷ 67,6	32,8 ± 10,7 20,4 ÷ 54,4
Статистична значущість між групами	t = 2,509 p = 0,020	t = 4,459 p < 0,001	t = 2,062 p = 0,060

тей I групи різниця у величині корекції помітно більша ($48,4 \pm 17,3$ %), ніж у дітей II групи цього ж віку ($32,8 \pm 10,7$ %).

Застосування запропонованого нами методу лікування сколіотичної деформації з використанням гало-гравітаційної тракції дозволило значуще поліпшити результати корекції. Застосування нашого методу лікування не тільки значуще ($p < 0,001$) зменшує деформацію хребта, але й помітно зменшує величину хірургічної корекції.

Треба відмітити, що результати лікування, як із застосуванням ГГТ, так і без нього, кращі в дітей молодше 14 років. У них і первинно діагностували в середньому менший кут сколіотичної деформації, і застосування ГГТ приводило до більшого зменшення деформації та, відповідно, до значущого зменшення деформації по закінченні лікування.

Висновки

1. Після гало-гравітаційної тракції в дітей статистично значуще ($p < 0,001$) зменшився кут деформації — в середньому на $36,5 \pm 14,9^\circ$, що становить $34,0 \pm 14,1$ % корекції деформації. Динаміка корекції не залежить від статі дітей ($p = 0,824$).

2. Величина кута деформації в пацієнтів I групи (гало-гравітаційна тракція) перед хірургічною корекцією була статистично значуще меншою, ніж у дітей II групи. Це обумовило статистично значуще ($p < 0,001$) кращі результати хірургічної корекції в I групі ($59,4 \pm 13,1$ %), ніж у пацієнтів II групи ($46,6 \pm 12,3$ %).

3. Незалежно від протоколу лікування кращі результати корекції сколіотичної деформації були в дітей молодше 14 років.

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

Список літератури

1. Кокушин Д.Н., Филиппова А.Н., Хусаинов Н.О. Некоторые факторы прогрессирования идиопатического сколиоза. *Современные проблемы науки и образования*. 2017. № 5. URL: <http://www.science-education.ru/ru/article/view?id=26834>
2. Тягун Т.П. Проблема сколиозу в сучасній ортопедії. *Слобожанський науково-спортивний вісник*. 2014. № 3(41). С. 106–109.
3. Reisner M.J., Pumberger M., Shue J., Girardi F.P., Hughes A.P. Trends in lumbar spinal fusion—a literature review. *J. Spine Surg.* 2020. № 6(4). P. 752–761. doi: 10.21037/jss-20-492.
4. Ravindra V.M., Mazur M.D., Brockmeyer D.L., Kraus K.L., Ropper A.E., Hanson D.S., Dahl B.T. Clinical Effectiveness of S2-Alar Iliac Screws in Spinopelvic Fixation in Pediatric Neuromuscular Scoliosis: Systematic Literature Review. *Global Spine J.* 2020. № 10(8). P. 1066–1074. doi: 10.1177/2192568219899658.
5. Parent S., Shen J. Anterior Vertebral Body Growth-Modulation Tethering in Idiopathic Scoliosis: Surgical Technique. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 2020. № 28(17). P. 693–699. doi: 10.5435/JAAOS-D-19-00849.
6. Rosinski A., Odeh K., Ungurean V. Jr, Leasure J., Kondrashov D. Non-Pedicular Fixation Techniques for the Treatment of Spinal Deformity: A Systematic Review. *JBJS Rev.* 2020. № 8(5). e0150. doi: 10.2106/JBJS.RVW.19.00150.
7. Rohozynsky V., Levytskyi A., Dolianytskyi M., Benzar I. Treatment of Severe Spinal Deformations in Children with Idiopathic Scoliosis Using Halo-Gravity Traction. *Wiadomości Lekarskie*. 2020. Vol. 73. № 10. P. 2144–2149.
8. Everitt B.S., Skrondal A. *The Cambridge Dictionary of Statistics*. 4th ed. Cambridge University Press, 2010. 480 p.

Отримано/Received 27.01.2022

Рецензовано/Revised 10.02.2022

Прийнято до друку/Accepted 16.02.2022 ■

Information about authors

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

V.O. Rogozinsky, PhD student at the Department of Pediatric Surgery, Bogomolets National Medical University, pediatric orthopedist and traumatologist at the Department of Orthopedics and Traumatology at the National Children Specialized Hospital "OHMATDYT", Kyiv, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0001-9891-0739>.

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

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

A.F. Levitsky¹, V.O. Rogozinsky^{1,2}, O.D. Karpinska³

¹Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

²National Children's Specialized Hospital "OHMATDYT", Kyiv, Ukraine

³State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

Dynamics of correction of complex scoliotic deformity in children using halo-gravity traction

Abstract. Background. Spinal deformity is one of the common orthopedic pathologies of childhood. Today, according to medical statistics, 75 % of children aged 7–12 years are diagnosed with scoliosis. Scoliosis of III–IV degree with pronounced cosmetic and functional disorders is detected in 1.5–2 % of all cases. Treatment

of severe scoliotic deformities in children remains a major challenge for a vertebrologist. Preoperative halo-gravity traction (HGT) can be one of the options for better correction of complex scoliosis and minimization of neurological complications associated with intraoperative loading. **Materials and methods.** Seventy-six patients

aged 7 to 17 years with complex scoliotic deformities were examined. There were two groups: I (experimental one) — 38 children in whom HGT was used together with developed tactics of staged surgical treatment; II (control one) — 38 children who underwent one-step surgical correction. **Results.** After halo-gravity traction, the deformity angle decreased statistically significantly ($p < 0.001$), on average by $36.5 \pm 14.9^\circ$, the change in deformity in boys and girls occurred equally ($p = 0.279$). With age, the angle of scoliosis in children increased. After HGT, the angle of scoliosis in children under 13 years of age decreased on average to $67.6 \pm 14.7^\circ$, in patients over 14 years — to $85.9 \pm 18.2^\circ$. In children under the age of 14, a reduction in the deformity angle was significantly greater, on average to $38.9 \pm 13.2^\circ$, while in those older than 14 years, it did not reach 30° ($27.5 \pm 18.6^\circ$). HGT is more effective under 14 years of age than in older children. Patients in group I before surgical correction of scoliosis had a statistically significantly ($p < 0.001$) lower deformity angle than individuals in group II ($106.0 \pm 4.5^\circ$). After surgical correction, the angle of deformity in group I ($44.4 \pm 15.3^\circ$) was significantly ($p < 0.001$) lower than in children of group II ($56.9 \pm 14.2^\circ$), a

reduction in spinal deformity was statistically significant ($p < 0.001$) in both groups. It was found that in children over 14 years of age, the correction of deformity was statistically significantly less ($\alpha = 0.05$) than in younger patients, and this was observed in both groups. In group I, the percentage of deformity correction in children aged 7 to 13 years was statistically close ($p = 0.181$), but in group II, among patients aged 11 to 13 years, it was significantly lower than in children younger than 10 years. **Conclusions.** After halo-gravity traction in children, the scoliosis angle decreased statistically significantly ($p < 0.001$), by an average of $36.5 \pm 14.9^\circ$, which is $34.0 \pm 14.1\%$ of the deformity correction. The dynamics of correction does not depend on the sex of children ($p = 0.824$). The deformity angle in patients of group I (halo-gravity traction) before surgical correction was statistically significantly less than in group II. This resulted in a statistically significantly ($p < 0.001$) better outcomes of surgical correction in group I ($59.4 \pm 13.1\%$) than in group II ($46.6 \pm 12.3\%$). Regardless of the treatment protocol, the better results of scoliosis correction were observed in children under 14 years of age.

Keywords: halo-gravity traction; scoliosis

Головіна Я.О., Малик Р.В., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д.

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

Дослідження рентгенологічної кісткової щільності у пацієнтів з кістковими пухлинами у разі застосування сегментарних кісткових алоімплантатів

Резюме. Актуальність. Одними з ускладнень алопластики є порушення процесів консолідації кістки реципієнта та алоімплантата. На це ускладнення впливає низка факторів: якість алоімплантата, спосіб його стерилізації, методика фіксації у кістці реципієнта та алгоритм поліхіміотерапії після втручання. **Мета:** дослідити зміни щільності кісткової тканини у разі застосування сегментарної кісткової алопластики за різних умов у пацієнтів з пухлинами довгих кісток. **Матеріали та методи.** Проаналізовано рентгенограми 13 пацієнтів після алопластики дефектів довгих кісток з фіксацією пластинами або блокуючими інтрамедулярними стрижнями із застосуванням кісткових автотрансплантатів. Дослідження проводили: одразу після операції (I), через 1 міс. (II) та через 1 рік (III). Досліджували оптичну щільність кортикального шару у 4 точках: 1 — кістка реципієнта на 10 см від зони остеотомії, 2 — кістка реципієнта на 2 см від зони остеотомії, 3 — зона контакту кісткового алоімплантата та кістки реципієнта, 4 — кортикальний шар алоімплантата. **Результати.** На I терміні виявлено, що у хворих з відсутністю зрощення оптична щільність зони контакту була значущо ($p = 0,044$) меншою, ніж у хворих з нормальною консолідацією. На II та III термінах оптична щільність зони 3 у хворих із зрощенням залишалася практично незмінною, при незрощенні ця зона поступово набирає щільність від 99 ± 18 од. до 172 ± 7 од. Оптична щільність кортикального шару кістки у точці 1 у пацієнтів з відсутністю консолідації зони контакту зменшується з 171 ± 11 од. до 163 ± 14 од. ($p = 0,042$). У пацієнтів із нормальним зрощенням щільність у цій зоні залишається однаковою — у межах 200 од. Оптична щільність кісткової тканини алоімплантата у пацієнтів обох підгруп з часом зростає, але у пацієнтів із зрощенням цей процес відбувається більш стрімкими темпами. На I термін у пацієнтів, яким виконували фіксацію алоімплантата стрижнем, оптична щільність кортикального шару кістки у точці 1 (164 ± 15 од.) та у точці 4 (148 ± 23 од.) була меншою, ніж у тих, кому виконували фіксацію пластиною (250 ± 67 од. та 176 ± 17 од. відповідно). У хворих, яким застосовувалася фіксація алоімплантата пластиною, на II та III термінах спостерігали зменшення щільності кортикального шару кістки у точці 1 до 202 ± 40 од. та збільшення оптичної щільності у точці 4 до 205 ± 59 од. Під час дослідження в точці 2 оптична щільність кісткової тканини при фіксації пластиною з часом збільшується з 184 ± 19 од. до 211 ± 48 од., у пацієнтів з фіксацією стрижнем оптична щільність у точці 2 за весь час спостереження залишається без змін. Оптична щільність у точці 3 після операції з фіксацією пластиною була меншою (98 ± 46 од.), ніж при фіксації стрижнем (121 ± 44 од.). Оптична щільність у точці 3 при фіксації пластиною через рік збільшилась удвічі, а при фіксації стрижнем збільшення було менш значимим. **Висновки.** Відсутність консолідації алоімплантата та кістки реципієнта спостерігалася виключно при застосуванні методики фіксації пластинами. Знижену оптичну щільність у зоні контакту можна пояснити нещільним контактом між кісткою та алоімплантатом; хоча з часом зона контакту зміцнюється, міцність новоутвореного кісткового регенерату не забезпечує достатню стабільність у даній групі пацієнтів. При застосуванні інтрамедулярного блокуючого стрижня ознак порушення процесу консолідації не було відмічено, а кісткова тканина у цілому набувала більшої щільності.

Ключові слова: кісткові пухлини; остеотомія; алоімплантат; щільність

Вступ

Сегментарна кісткова алопластика великих післярезекційних дефектів довгих кісток — поширене біореконструктивне оперативне втручання у разі лікування пацієнтів з кістковими пухлинами [1, 2]. Дана методика заміщення післярезекційних дефектів кісток має низку переваг та ускладнень, характерних для цього виду хірургічних втручань. Одними з серйозних ускладнень алопластики є порушення процесів консолидації кістки реципієнта та алоімплантата, а також переломи алоімплантатів [3, 4]. На розвиток цих ускладнень впливає низка факторів — від якості алоімплантата, способу його стерилізації до методики його фіксації у кістці реципієнта та проведення поліхіміотерапії після оперативного втручання. Важливим для прогнозування розвитку порушення процесів консолидації є тип з'єднання між донорською кісткою та кісткою реципієнта. Клінічні дослідження показали, що для кращого зрощення потрібно застосовувати жорстку, стабільну фіксацію. Також для стабілізації використовують накисний та інтрамедулярний остеосинтез. Деякими авторами було відзначено, що частота переломів алотрансплантатів більша у разі їхньої фіксації пластиною, ніж інтрамедулярними фіксаторами. З іншого боку, інтрамедулярна фіксація, навіть із проксимальним та дистальним блокуванням, може не забезпечити адекватних умов для зрощення [5]. Вивчення щільності кісткової тканини кістки реципієнта та кісткового алоімплантата дозволяє виявити особливості процесу перебудови алоімплантата на різних термінах [6].

Мета: дослідити зміни щільності кісткової тканини у разі застосування сегментарної кісткової алопластики за різних умов у пацієнтів з пухлинами довгих кісток.

Матеріали та методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» було проведено рентгенометричне дослідження оптичної щільності кісткової тканини у пацієнтів, яким проводилося оперативне втручання з приводу пухлин кісток. Усім хворим було виконано видалення пухлини *en block* та заміщення післярезекційного дефекту довгої кістки сегментарним кістковим алоімплантатом, що був фіксований різними методиками. Дослідження проводили за допомогою

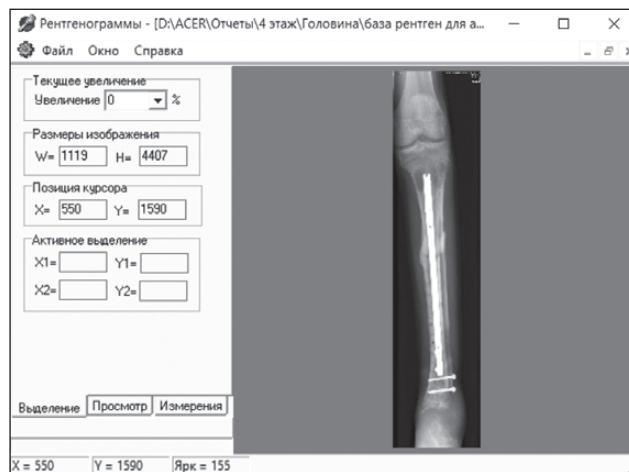


Рисунок 1. Фото інтерфейсу програмного комплексу X-rays

програмного комплексу X-rays, розробленого в Харківському національному університеті радіоелектроніки [7–9] (рис. 1).

Було проаналізовано рентгенограми 13 пацієнтів, яким виконано сегментарну кісткову алопластику післярезекційних дефектів довгих кісток з фіксацією пластинами або блокуючими інтрамедулярними стрижнями, а також додатково у зоні контакту алоімплантата та кістки реципієнта застосовувалися кісткові автотрансплантати. Розподіл пацієнтів за локалізацією вогнища та методикою фіксації сегментарного алоімплантата був такий: 6 (46,2 %) пацієнтів з локалізацією пухлинного процесу у стегновій кістці, 7 (53,8 %) пацієнтів — у великогомілкової кістки. Переважно уражалися метадіафізарні частини довгих кісток. Методика фіксації алоімплантата за допомогою інтрамедулярних блокуючих стрижнів була застосована у 6 випадках (46,2 %), а методика, що передбачала фіксацію алоімплантатів пластинами, — у 7 випадках (53,8 %) (табл. 1).

Пацієнтам з ураженням стегнової кістки (46,2 % випадків) було виконано фіксацію сегментарного алоімплантата за допомогою накисного остеосинтезу у 30,8 % випадків, інтрамедулярного блокуючого стрижня — в 1 випадку та алокомпозитного ендопротезування — в 1 випадку (по 7,7 %). Пацієнтам з ураженням великогомілкової кістки (53,8 % випадків) було виконано фіксацію алоімплантата пластинами у 23,1 % випадків та

Таблиця 1. Розподіл пацієнтів за локалізацією та методом фіксації сегментарних алоімплантатів у кістці, n (%)

Локалізація	Метод фіксації		Разом
	Накисний остеосинтез	Інтрамедулярний блокуючий (алокомпозитне ендопротезування)	
Стегнова кістка	4 (30,8)	2 (15,4)	6 (46,2)
Великогомілкова кістка	3 (23,1)	4 (30,8)	7 (53,8)
Разом	7 (53,8)	6 (46,2)	13 (100,0)

інтрамедулярним блокуючим стрижнем — у 30,8 % випадків. Рентгенограми всіх пацієнтів було досліджено у різні терміни після оперативних втручань — відразу після операції (I), через 1 місяць (II) та у віддалені терміни — від 5 до 12 місяців (III).

Ретроспективно досліджували оптичну щільність кортикального шару у 4 точках: 1 — кістка реципієнта на 10 см від зони остеотомії, 2 — кістка реципієнта на 2 см від зони остеотомії, 3 — зона контакту кісткового алоімплантата та кістки реципієнта, 4 — кортикальний шар алоімплантата (рис. 2).

Отримані дані були оброблені статистично. Оцінку оптичної щільності у пацієнтів проводили із розрахунком середнього (М) вибірки та його стандартного відхилення (SD). Порівняння двох груп проводили за допомогою Т-тесту для незалежних вибірок, оцінку повторних вимірювань (три періоди спостережень) проводили за методом загальної лінійної моделі (ЗЛМ) для повторних спостережень (критерій Піллая (F, p) [10].

Результати та обговорення

Оцінювалося ускладнення (тип 2 за класифікацією ускладнень після біореконструктивних оперативних втручань за E. Henderson et al., 2014) — відсутність зрощення кістки реципієнта та кісткового сегментарного алоімплантата [11]. Серед досліджуваної групи пацієнтів, у яких аналізували оптичну щільність за рентгенограмами, у 3 випадках не відзначалося зрощення кістки реципієнта та алоімплантата. Переважно це були пацієнти з ураженням патологічним процесом стегнової кістки, та у цих випадках застосовувався накісний остеосинтез для фіксації алоімплантата. У пацієнтів з локалізацією пухлинного процесу у великомілкової кістці ускладнень з порушенням консолідації не було відзначено.

Проведено порівняльний аналіз значень оптичної щільності кісткової тканини у пацієнтів з наявністю зрощення кістки та алоімплантата та пацієнтів, у яких спостерігалася відсутність консолідації даних фрагментів (табл. 2).

Проведений статистичний аналіз виявив деякі особливості поведінки кісткової тканини у хворих із консолідованою та неконсолідованою зоною контакту алоімплантата та кістки. На I терміні спостереження (після операції) було виявлено, що у хворих з відсутністю зрощення оптична щільність зони контакту (точка 3) була значущо ($p = 0,044$) меншою (99 ± 18 од.), ніж у хворих з нормальною консолідацією (160 ± 40 од.). Це свідчить про нещільний контакт між кісткою реципієнта та алоімплантатом під час оперативного втручання. Далі з часом (на II та III термінах спостереження) оптична щільність зони контакту (точка 3) у хворих із зрощенням залишалася практично незмінною — від 160 ± 40 од. до 167 ± 52 од., у той же час при незрощенні ця зона поступово набирає щільність від 99 ± 18 од. до 172 ± 7 од. Цей процес ілюстровано на рис. 3в. За даними ЗЛМ, різниці у динаміці щільності зони контакту немає ($F = 1,985$; $p = 0,232$), через 1 рік після опе-

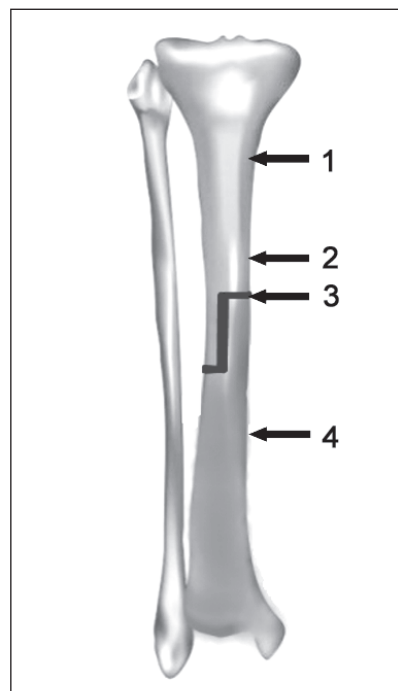


Рисунок 2. Схематичне зображення точок вимірювання оптичної щільності кортикального шару кістки реципієнта та кісткового алоімплантата: 1 — кістка реципієнта на 10 см від зони остеотомії, 2 — кістка реципієнта на 2 см від зони остеотомії, 3 — зона контакту кісткового алоімплантата та кістки реципієнта, 4 — кортикальний шар алоімплантата

рації оптична щільність в обох групах наближається до близьких рівнів.

У разі аналізу оптичної щільності кортикального шару кістки реципієнта у точці 1 (на 10 см від зони остеотомії) у пацієнтів, у яких була відсутня консолідація кістки та алоімплантата, спостерігається поступове зменшення щільності з 171 ± 11 од. до 163 ± 14 од. ($p = 0,042$ та $p = 0,05$ відповідно) за весь період спостереження. У пацієнтів із нормальним зрощенням кістки та алоімплантата щільність у цій зоні залишається практично однаковою — у межах 200 од. Динаміку оптичної щільності кортикального шару кістки реципієнта у точці 1 (на 10 см від зони остеотомії) наведено на рис. 3а. Як можна судити за діаграмою, тільки на II етапі спостереження (6 місяців після операції) відмічається суттєва різниця в оптичній щільності кортикального шару, хоча зміни не сягають статистичної значущості ($F = 6,639$; $p = 0,062$), усе ж різниця в динаміці помітна.

Зміна оптичної щільності кісткової тканини у точці 2 (кістка реципієнта на 2 см від зони остеотомії) у хворих обох підгруп за весь період спостереження залишається практично однаковою ($F = 2,736$; $p = 0,173$), динаміка її наведена на рис. 3б.

Оптична щільність кісткової тканини алоімплантата (точка 4) у пацієнтів обох підгруп з часом зростає, однак у пацієнтів із зрощенням цей процес від-

Таблиця 2. Результати аналізу оптичної щільності кісткової тканини у пацієнтів із зрощенням та відсутністю консолидації кістки та кісткового алоімплантата

Зона вимірювання оптичної щільності на рентгенограмах (точки)	Результат хірургічного лікування	Оптична щільність кісткової тканини на різних термінах спостереження, од.			ЗЛМ (оцінка міжгрупових факторів)
		I (після операції)	II (через 1 міс. після операції)	III (через 5–12 міс. після операції)	
Точка 1 (кістка реципієнта на 10 см від зони остеотомії)	Зрощення	199 ± 58	216 ± 19	204 ± 23	F = 6,639 p = 0,062
	Відсутність консолидації	171 ± 11	163 ± 25	163 ± 14	
	Стат. різниця між підгрупами	t = 0,847 p = 0,481	t = 2,941 p = 0,042	t = 2,660 p = 0,056	
Точка 2 (кістка реципієнта на 2 см від зони остеотомії)	Зрощення	196 ± 11	204 ± 23	191 ± 49	F = 2,736 p = 0,173
	Відсутність консолидації	169 ± 13	162 ± 15	177 ± 8	
	Стат. різниця між підгрупами	t = 2,709 p = 0,054	t = 2,644 p = 0,057	t = 0,491 p = 0,649	
Точка 3 (зона контакту алоімплантата та кістки реципієнта)	Зрощення	160 ± 40	161 ± 36	167 ± 52	F = 1,985 p = 0,232
	Відсутність консолидації	99 ± 18	133 ± 11	172 ± 7	
	Стат. різниця між підгрупами	t = 2,406 p = 0,044	t = 1,291 p = 0,266	t = -0,154 p = 0,885	
Точка 4 (алоімплантат)	Зрощення	154 ± 23	192 ± 44	226 ± 31	F = 0,462 p = 0,534
	Відсутність консолидації	165 ± 31	165 ± 38	190 ± 40	
	Стат. різниця між підгрупами	t = -0,496 p = 0,646	t = 0,830 p = 0,453	t = 1,234 p = 0,285	

Таблиця 3. Динаміка оптичної щільності тканини кістки реципієнта та кісткового алоімплантата залежно від застосування різних методик фіксації

Зона вимірювання оптичної щільності на рентгенограмах (точки)	Метод фіксації кісткового алоімплантата та кістки реципієнта	Оптична щільність кісткової тканини на різних термінах спостереження (од.)			ЗЛМ (оцінка міжгрупових факторів)
		I (після операції)	II (через 1 міс. після операції)	III (через 5–12 міс. після операції)	
Точка 1 (кістка реципієнта на 10 см від зони остеотомії)	Пластина	250 ± 67	207 ± 8	202 ± 40	F = 3,862 p = 0,097
	Стрижень	164 ± 15	173 ± 48	173 ± 34	
	Стат. різниця між підгрупами	t = 2,503 p = 0,082	t = 1,391 p = 0,202	t = 1,002 p = 0,355	
Точка 2 (кістка реципієнта на 2 см від зони остеотомії)	Пластина	184 ± 19	188 ± 30	211 ± 48	F = 5,755 p = 0,053
	Стрижень	163 ± 28	158 ± 33	167 ± 31	
	Стат. різниця між підгрупами	t = 1,277 p = 0,237	t = 1,460 p = 0,182	t = 1,568 p = 0,168	
Точка 3 (зона контакту алоімплантата та кістки реципієнта)	Пластина	98 ± 46	114 ± 37	188 ± 35	F = 0,796 p = 0,407
	Стрижень	121 ± 44	136 ± 38	135 ± 29	
	Стат. різниця між підгрупами	t = -0,815 p = 0,439	t = -0,924 p = 0,382	t = 2,145 p = 0,076	
Точка 4 (алоімплантат на 5 см від зони остеотомії)	Пластина	176 ± 17	184 ± 48	205 ± 59	F = 3,242 p = 0,105
	Стрижень	148 ± 23	147 ± 23	177 ± 38	
	Стат. різниця між підгрупами	t = 2,067 p = 0,073	t = 1,629 p = 0,142	t = 0,806 p = 0,451	

бувається більш стрімкими темпами (рис. 3г), але має однакову спрямованість розвитку, що і обумовило відсутність різниці в динаміці ($F = 0,462$; $p = 0,534$). Це свідчить про кращу перебудову кісткового алоімплантата у разі наявності консолідації алоімплантата та кістки реципієнта.

Проаналізуємо зміну оптичної щільності кісткової тканини у разі застосування різних методик фіксації кісткового алоімплантата з кісткою реципієнта: за допомогою інтрамедулярного стрижня та за допомогою пластини (табл. 3).

За даними статистичного аналізу, на I терміні спостереження (відразу після оперативного втручання) у пацієнтів, яким виконували фіксацію алоімплантата інтрамедулярним блокуючим стрижнем, оптична щільність кортикального шару кістки у точці 1 (на 10 см від зони остеотомії) (164 ± 15 од.) та кортикального шару алоімплантата (точка 4) була менша (148 ± 23 од.), ніж у тих, кому виконували фіксацію пластиною (250 ± 67 од. та 176 ± 17 од. відповідно) (рис. 4г). Було визначено, що у хворих,

яким застосовувалася фіксація алоімплантата пластиною, упродовж спостереження (II та III терміни) відбувалося поступове зменшення щільності кортикального шару кістки у точці 1 (на 10 см від зони остеотомії) до 202 ± 40 од. та збільшення оптичної щільності у точці 4 (кортикальний шар алоімплантата) до 205 ± 59 од. На рентгенограмах пацієнтів, яким виконували фіксацію алоімплантата стрижнем, з часом (II та III терміни) спостерігали збільшення оптичної щільності у точці 1 (кортикальний шар кістки реципієнта на 10 см від зони остеотомії) (173 ± 34 од.; рис. 4а) та у точці 4 (кортикальний шар алоімплантата) (177 ± 38 од.). Хоча динаміка щільності кортикального шару в обох підгрупах не набула статистичної значущості ($p = 0,097$), різниця між підгрупами явно простежується.

Під час дослідження точки 2 (кістка реципієнта на 2 см від зони остеотомії) оптична щільність кісткової тканини у випадках, коли була застосована фіксація алоімплантата пластиною, з часом (II та III терміни спостереження) збільшується — з

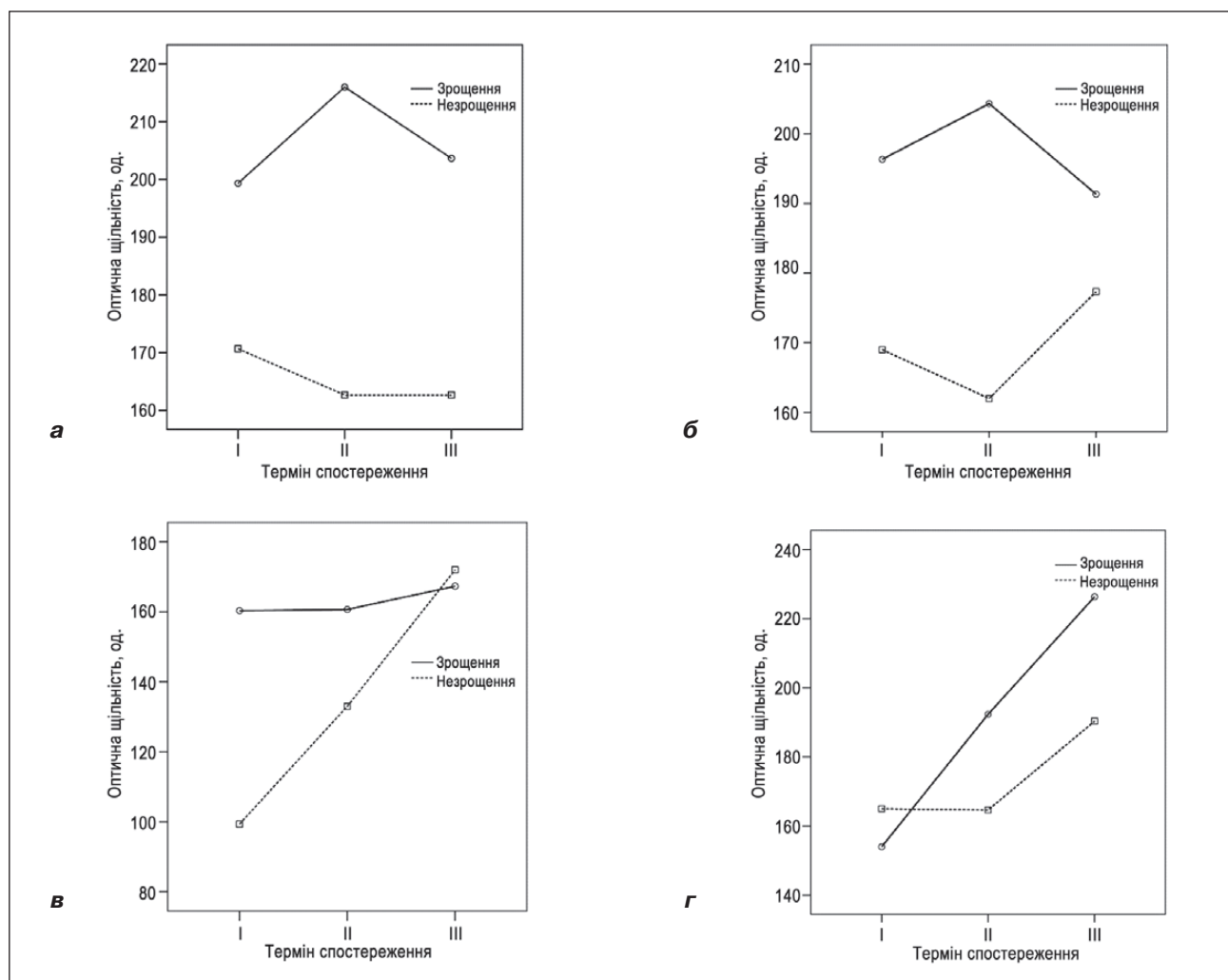


Рисунок 3. Динаміка оптичної щільності за термінами спостереження (зрощення/незрощення): а) кістка реципієнта на 10 см від зони остеотомії; б) кістка реципієнта на 2 см від зони остеотомії; в) зона контакту кісткового алоімплантата та кістки реципієнта; г) кортикальний шар алоімплантата

184 ± 19 од. до 211 ± 48 од. У пацієнтів, яким була виконана фіксація алоімплантата інтрамедулярним блокуючим стрижнем, оптична щільність у точці 2 за весь час спостереження залишається практично у тих самих межах — від 163 ± 28 од. до 167 ± 31 од. Різниця між динамікою щільності у разі застосування різних методик фіксації сегментарного алоімплантата незначуща ($p = 0,053$), хоч і наближається до неї (рис. 4б).

Аналіз зміни оптичної щільності зони контакту алоімплантата та кістки реципієнта (точка 3) показав, що первинно, після операції її щільність у разі застосування пластини для фіксації алоімплантата була меншою (98 ± 46 од.) порівняно з даними рентгенограм пацієнтів, яким було виконано фіксацію інтрамедулярним блокуючим стрижнем (121 ± 44 од.). Оптична щільність у досліджуваній точці (точка 3) у разі фіксації пластиною через рік збільшилась вдвічі — до 188 ± 35 од., тоді як у разі фіксації інтрамедулярним стрижнем збільшилась усього до 135 ± 29 од., та практично збільшення щільності

відбувалося в перші 6 місяців (136 ± 38 од.). Динаміка зростання оптичної щільності має однакову спрямованість, тому статистично не відрізняється ($p = 0,407$) (рис. 4в).

Висновки

У результаті аналізу рентгенограм пацієнтів з пухлинами довгих кісток, яким проводилися оперативні втручання (видалення пухлини *en block*, заміщення післярезекційного дефекту кістки сегментарним кістковим алоімплантатом), було виявлено ускладнення, пов'язане з порушенням консолідації алоімплантата та кістки реципієнта. Проведене дослідження оптичної щільності кісткової тканини у системі «алоімплантат — кістка реципієнта» на різних рівнях залежно від термінів спостереження. Відсутність консолідації алоімплантата та кістки реципієнта спостерігалася виключно у разі застосування методики фіксації алоімплантата пластинами. У цих випадках відмічалася знижена оптична щільність у зоні контакту алоімплантата та кістки реципієнта відразу після операції, що можна

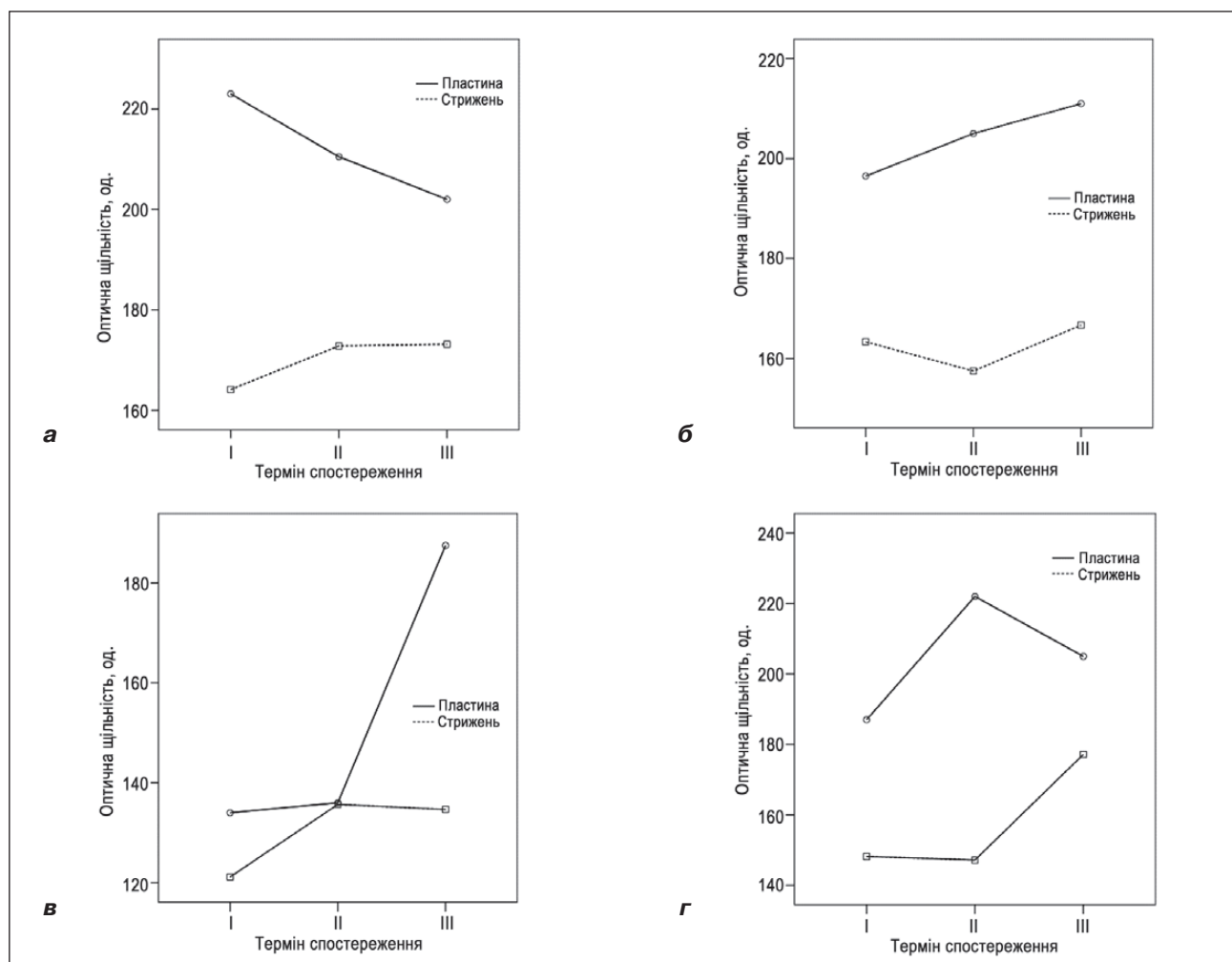


Рисунок 4. Динаміка оптичної щільності за термінами спостереження (пластина/стрижень): а) кістка реципієнта на 10 см від зони остеотомії; б) кістка реципієнта на 2 см від зони остеотомії; в) зона контакту кісткового алоімплантата та кістки реципієнта; г) кортикальний шар алоімплантата

пояснити нещільним контактом між кісткою та сегментарним алоімплантатом. Незважаючи на те, що з часом зона контакту зміцнюється, міцність новоутвореного кісткового регенерату не забезпечує достатню стабільність в даній групі пацієнтів. Крім того, у хворих з відсутністю консолідації спостерігали також знижену оптичну щільність кортикального шару кістки.

У разі застосування інтрамедулярного блокуючого стрижня для фіксації кісткового алоімплантата ознак порушення процесу консолідації не було відмічено, а кісткова тканина у цілому (кістка реципієнта та алоімплантат) з плином часу набувала більшої щільності.

Таким чином, у разі застосування сегментарних кісткових алоімплантатів для заміщення післярезекційних дефектів довгих кісток виконання фіксації алоімплантата за допомогою інтрамедулярного блокуючого стрижня зменшує кількість ускладнень, пов'язаних з порушенням процесу консолідації алоімплантата та кістки реципієнта.

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

Список літератури

1. Gautam D., Arora N., Gupta S., George J., Malhotra R. *Megaprosthesis Versus allograft prosthesis composite for the management of massive skeletal defects: a meta-analysis of comparative studies. Current reviews in Musculoskeletal Medicine.* 2021. Vol. 14(3). P. 255-270. DOI: <https://doi.org/10.1007/s12178-021-09707-6>.
2. Baldwin P., Li D.J., Auston D.A., Mir H.S., Yoon R.S., Koval K.J. *Autograft, allograft, and bone graft substitutes: clinical evidence and indications for use in the setting of orthopaedic trauma surgery. Journal of Orthopaedic Trauma.* 2019. Vol. 33. № 4. P. 203-213. DOI: <https://doi.org/10.1097/BOT.0000000000001420>.
3. Gharedaghi M., Peivandi M.T., Mazloomi M., Shoorin H.R., Hasani M., Seyf P., Khazaei F. *Evaluation of clinical results and complications of structural allograft reconstruction after bone tumor surgery. Arch Bone Joint Surgery.* 2016. Vol. 4(3). P. 236-242. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27517069/>.

4. Hornicek F.J., Gebhardt M.C., Tomford W.W. et al. *Factors affecting nonunion of the allograft-host junction. Clin. Orthop. Relat. Res.* 2001. Vol. 382. P. 87-98.

5. Donati D., Capanna R., Campanacci D., Del Ben M., Ercolani C., Masetti C., Taminiau A., Exner G.U., Dubousset J.F., Paitout D. *The use of massive bone allografts for intercalary reconstruction and arthrodeses after tumor resection. A multicentric European study. La Chirurgia Degli Organi di Movimento.* 1993 Apr 01. Vol. 78(2). P. 81-94. PMID: 8344079.

6. Вирва О.Є., Головіна Я.О., Малик Р.В., Карпінська О.Д., Карпінський М.Ю. *Рентгенометричне дослідження щільності кісток у разі алокомпозитного ендопротезування (експеримент in vivo). Ортопедія, травматологія і протезування.* 2020. № 4. С. 18-24.

7. Авер'янова Л.О., Шармазанов С.А. *Спеціалізовані програмні засоби для моніторингового дослідження стану кісткової системи населення. Радіотехніка: Всеукр. міжвід. наук.-техн. зб.* 2001. Вип. 120. С. 206-209.

8. Тимошенко О.П., Карпинский М.Ю., Верецун А.Г. *Исследование диагностических возможностей программного комплекса «X-rays». Медицина и...* 2001. № 1. С. 62-64.

9. Голка Г.Г., Белостоцкий А.И., Карпинский М.Ю., Карпинская Е.Д. *Исследование плотности костной ткани в зоне несращения рентгенометрическим методом. Научно-практ. конф. «Сучасні дослідження в ортопедії та травматології (перші наукові читання, присвячені пам'яті академіка О.О. Коржа)», 6–7 жовтня 2011: Тези доповідей. X., 2011. С. 71-72.*

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

11. Henderson E.R., O'Connor M.I., Ruggieri P., Windhager R., Funovics P.T., Gibbons C.L., Guo W., Hornicek F.J., Temple H.T., Letson G.D. *Classification of failure of limb salvage after reconstructive surgery for bone tumours: A modified system Including biological and expandable reconstructions. The Bone & Joint Journal.* 2014. Vol. 96-B(11). P. 1436-1440. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.96B11.34747>.

Отримано/Received 24.01.2022

Рецензовано/Revised 08.02.2022

Прийнято до друку/Accepted 14.02.2022

Information about authors

Yanina Golovina, PhD, Senior Research Fellow at the Department of bone oncology, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: dr.yanina.golovina@gmail.com

Roman Malyk, PhD, Research Fellow at the Department of bone oncology, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: dr.roman.malyk@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0001-9070-4834>

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>

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

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

Ya.O. Golovina, R.V. Malyk, M.Yu. Karpinsky, O.D. Karpinska

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

Examination of X-ray bone density in patients with bone tumors using segmental bone aloimplants

Abstract. Background. One of the complications of alloplasty is a violation of the processes of consolidation of the bone of the recipient and the aloimplant. This complication is affected by a number of factors: the quality of the aloimplant, the method of its steriliza-

tion, the methods of fixation in the bone of the recipient, and the algorithm of polychemotherapy after the intervention. The purpose was to study changes in bone density when using segmental bone alloplasty under different conditions in patients with tumors of long

bones. **Materials and methods.** The radiographs of 13 patients after alloplasty of long bone defects with fixation with plates or blocking intramedullary rods using bone autografts were analyzed. The study was carried out immediately after the operation (I), after 1 month (II) and after 1 year (III). The optical density of the cortical layer was studied at 4 points: 1 — the recipient's bone at 10 cm from the osteotomy zone, 2 — the recipient's bone at 2 cm from the osteotomy zone, 3 — the contact zone of the bone aloimplant and the recipient's bone, 4 — cortical. **Results.** At the I term, it was found that in patients with no fusion, the optical density of the contact zone was significantly ($p = 0.044$) less than in patients with normal consolidation. At the II and III terms, the optical density of zone 3 in patients with fusion remained practically unchanged; with non-union, this zone gradually gains density from 99 ± 18 units up to 172 ± 7 units. The optical density of the cortical layer of the bone at point 1 in patients with no consolidation of the contact zone decreases from 171 ± 11 units up to 163 ± 14 units ($p = 0.042$). In patients with normal union, the density in this zone remains the same within 200 units. The change in the optical density of the allograft bone tissue in patients of both subgroups increases with time, but in patients with fusion, this process occurs more rapidly. At term I, in patients who underwent fixation of the aloimplant with a rod, the optical density of the cortical layer of the bone at point 1 (164 ± 15 units) and at point 4 (148 ± 23 units) was less

than in those who underwent fixation with a plate 250 ± 67 units and 176 ± 17 units, respectively. In patients who used fixation of the aloimplant with a plate at terms II and III, there was a decrease in the density of the cortical bone layer at 1 point to 202 ± 40 units, and an increase in optical density at point 4 to 205 ± 59 units. When examining at point 2, the optical density of bone tissue during fixation with a plate increases with time — from 184 ± 19 units up to 211 ± 48 units, in patients with rod fixation, the optical density at point 2 remains unchanged throughout the observation period. The optical density at point 3 after the operation during fixation with a plate was less (98 ± 46 units) than during fixation with a rod (121 ± 44 units). The optical density at point 3, when fixed with a plate, doubled in a year, and when fixed with a rod, the increase was much less. **Conclusions.** The absence of consolidation of the aloimplant and the bone of the recipient was observed only when using the plate fixation technique. The reduced optical density in the contact zone can be explained by the non-tight contact between the bone and the aloimplant, although the contact zone strengthens over time, the strength of the newly formed bone regenerate does not provide sufficient stability in this group of patients. With the use of an intramedullary locking nail, there were no signs of violation of the consolidation process, and the entire bone tissue acquired a greater density.

Keywords: bone tumors; osteotomy; aloimplant; density

DOI: <https://doi.org/10.22141/1608-1706.1.23.2022.882>

M. Yatsuliak, M. Nemesh, S. Martsyniak, M. Kabatsii, V. Filipchuk

State Institution "Institute of Traumatology and Orthopedics of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kyiv, Ukraine

FEAR index in the diagnosis of hip instability in patients with cerebral palsy. FEAR index and migration percentage in mathematical modeling of hip instability in cerebral palsy

Abstract. Background. The high incidence of hip instability in different groups of patients with cerebral palsy and the factors that may influence its formation are relevant to the study. The purpose was to establish the diagnostic value of the Femoro-Epiphyseal Acetabular Roof (FEAR) index to determine hip instability in patients with cerebral palsy. **Materials and methods.** The total number of patients was 39 (70 joints). We performed clinical and radiographic examination of the hip joints using our methods and standard anterior posterior radiographs, which determined the FEAR index and other parameters. Mathematical modeling and statistical analysis of hip parameters and factors that may lead to the hip instability were also performed. **Results.** Correlations have been established between the FEAR index and hip parameters, as well as factors that may affect it. Mathematical models were created based on the parameters in both positionings to determine the hip instability. **Conclusions.** The FEAR index showed good diagnostic value, but the migration percentage was more reliable in detecting hip instability in patients with cerebral palsy.

Keywords: cerebral palsy; hip joint; mathematical modeling; radiogrammetric indicators; migration percentage; FEAR index

Introduction

Determination of hip instability is the main goal of pediatric orthopedists in patients with cerebral palsy (CP). Early detection of hip displacement is the basis of many screening systems due to the high frequency of spastic hip dislocation in this category of patients. Bone and joint pathology in combination with muscle imbalance leads to decentralization of femoral head and progression of hip instability.

The described features encourage researchers to look for diagnostic indicators that can detect hip instability and prevent hip displacement in patients with CP, to switch from conservative to surgical treatment in time.

The main current parameter for determining the hip instability in patients with CP is the migration percentage

(MP) [1]. A large amount of researches have investigated it, as well as screening systems have been developed. In 2016, a team of Swiss authors proposed a new parameter for the diagnosis of unstable or stable hip with borderline dysplasia named the Femoro-Epiphyseal Acetabular Roof (FEAR) index. It demonstrated good reliability in detecting instability in patients with developmental dysplasia of the hip (DDH) [2]. Additional factors that contribute to instability include femoral torsion (FT), acetabular roof inclination, and neck-shaft angle (NSA) [2]. These parameters are often pathologically altered in patients with CP, the early diagnosis of which is extremely important.

This prompted us to study the FEAR index in more detail, to find dependencies with the parameters of the hip joint (HJ) and the factors that may affect it. We were inte-

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

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

Для кореспонденції: Яцуляк Михайло Богданович, очний аспірант, ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», вул. Бульварно-Кудрявська, 27, Київ, 01061, Україна; e-mail: myhail52368@gmail.com; контактний тел.: +38(097)2655377

For correspondence: Mykhailo Yatsuliak, postgraduate student, SI "Institute of Traumatology and Orthopedics of NAMS of Ukraine", Bulvarno-Kudriavska st., 27, Kyiv, 01061, Ukraine; e-mail: myhail52368@gmail.com; contact phone: +38(097)2655377

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

rested whether it could replace the MP to diagnose hip instability in patients with CP.

The purpose of the study was to establish the diagnostic value of the FEAR index to determine the hip instability in patients with cerebral palsy.

Materials and methods

Our research is based on a study of clinical data of 39 patients (70 joints) treated for the hip joint pathology in cerebral palsy at the ITO NAMS from 2018 to 2021. Patients' gender was not taken into account, as previous studies did not report significant differences between the sexes [3]. None of the patients had a history of bone surgery. We investigated various factors that may affect the FEAR index: age, Gross Motor Function Classification System (GMFCS) [4], level of lesions (paraparesis, tetraparesis, hemiparesis), ambulatory status (ambulating, non-ambulating), adductor myotomy in the past medical history, DDH. We also looked for dependencies of the pathology of the proximal femur (NSA and FT) and acetabulum (acetabular angle (AA) and Sharp angle (SA)) on the FEAR index. Additionally, Wiberg angle (WA) was determined. The age of patients ranged from 5 to 30 years: 5–6 years ($n = 7$), 7–9 years ($n = 10$), 10–12 years ($n = 8$), 13–16 years ($n = 13$), 30 years ($n = 1$). We did not consider children under 5 years of age due to a specific form of epiphyseal cartilage of the femoral head, which does not allow us to correctly measure the FEAR index. Nine patients had GMFCS level II, 11 — level III, 11 — level IV. The sample in this study consisted mainly of patients with spastic tetraparesis ($n = 26$), spastic paraparesis ($n = 5$) and hemiparesis ($n = 8$). Each hip joint was evaluated separately; in people with hemiparesis, only the affected side was examined. Twenty-nine of our patients were ambulating, and 10 — non-ambulating at the moment of the examination, but we considered them promising in terms of verticalization, or if gait function was lost due to spastic hip dislocation. Adductor myotomy was performed in 8 people. In 10 cases, radiographs of the HJ at the age of 3 months were preserved: 6 patients with DDH, and 4 individuals born with healthy hips. Data on whether DDH was treated before the age of 1 year were not taken into account due to their absence. In order to avoid exposure of healthy children, the norms were taken from Ya.B. Kutsenok (Table 1) [5].

The migration percentage of up to 33 % was regarded as a stable joint, hip joint was unstable with MP more than 33 % [1].

All patients underwent clinical evaluation of the FT by Ruwe [6], anterior posterior radiography of the HJ in standard positioning (SP) and positioning according to our own method (PATOOM) (Fig. 1a, b) in which the true parameters were received [7]. The absence of significant differences in the acetabular parameters ($p > 0.05$) between the two positionings, as well as the high accuracy of the FT and NSA measurement using our original method compared to intraoperative data, were described by us in previous works [8].

The FEAR index was measured in both positionings to investigate the effect of FT on it, as well as to reveal how the orientation of the epiphyseal plate on the acetabulum changes after internal rotation of the femur. The angle of the epiphyseal plate indicates the balance of forces in the proximal femur [9].

Measurement of the FEAR index (Fig. 2): the physeal scar of the femoral head normally has a slightly irregular but consistent shape. The central third is radiologically a straight line, which then bends distally medially and distally laterally from the femoral neck. We draw lines through the most lateral and medial points of the straight section of the the physeal scar. The second line of the angle is determined by the most medial and lateral points of the sclerosis of the sourcil. The FEAR index is positive when the angle is open laterally, with the vertex directed medially; it was negative with the medially opened corner, and the apex directed laterally [2].

Statistical data processing was performed with Statistica 7.0, MedCalc Statical Software v.11.5.0.0 programs using the χ^2 criterion, multiple logistic regression (calculating the odds ratio, 95% confidence interval) and ROC analysis, and by determining the area under the curve (AUC).

Depending on the type and nature of the data distribution, the corresponding statistical criterion was chosen to assess the reliability of the influence of the factor. For parameters that had a normal distribution, parametric methods of statistical evaluation were used. Differences were considered significant at $P < 0.05$.

The results of the analysis are presented in the form of distributions of clinical parameters (%), arithmetic mean and standard deviation ($M \pm SD$). Comparisons between groups were performed using the Chi-square test and one-way analysis of variance for the respective data types. Spearman's correlation coefficient was used to estimate the relationship between radiographic parameters and other factors. To study the prognostic factors, mul-

Table 1. Normal indices of the hip joint depending on the age by Ya.B. Kutsenok (°)

Indice	Age (years)				
	Up to 4	4–6	7–9	10–12	13–16
Acetabular angle	17.20 ± 0.45	17.30 ± 0.27	16.45 ± 0.47	14.23 ± 0.76	–
Sharp angle	46.88 ± 0.61	45.76 ± 0.31	44.79 ± 0.81	47.51 ± 0.43	49.31 ± 0.57
Neck-shaft angle	137.16 ± 1.52	134.96 ± 0.86	132.54 ± 0.98	131.23 ± 1.09	128.61 ± 1.98
Femoral torsion	37.60 ± 1.44	36.67 ± 0.98	33.23 ± 1.53	27.11 ± 2.09	19.86 ± 1.37
Wiberg angle	25.61 ± 1.43	27.12 ± 0.74	29.91 ± 0.82	33.35 ± 0.88	37.92 ± 0.72

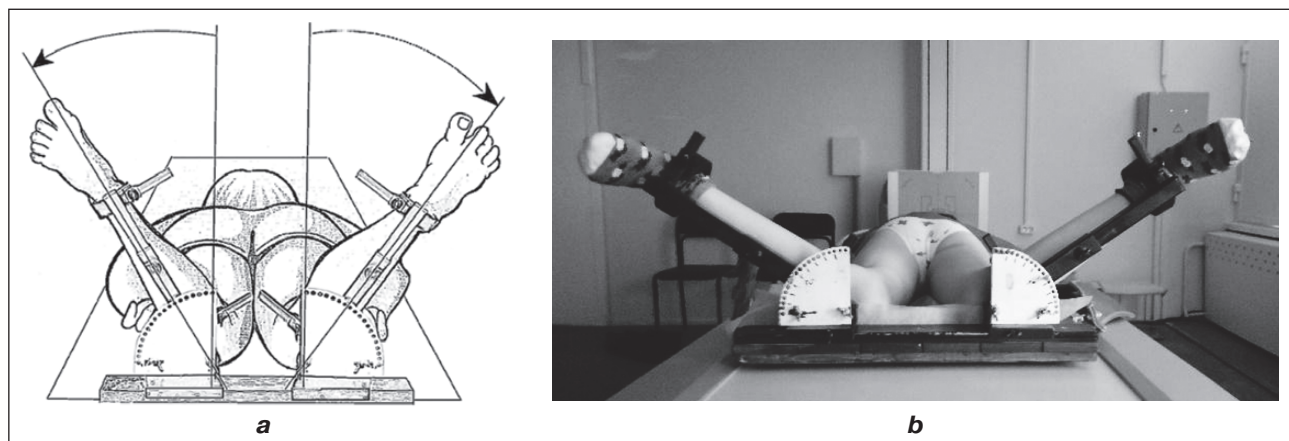


Figure 1. Method for determining clinical and radiological parameters of the hip joint in patients with hip pathology [10] (patient's positioning and fixation with an orthopedic console [11, 12])

tiple logistic regression was performed using step-by-step exclusion of uninformative indicators to leave only significant independent variables in the final model. Critical value, sensitivity and specificity of the indicator were assessed using ROC analysis.

Results

The subjects of this study were the parameters of the HJ in patients with CP. We analyzed the relationships of the FEAR index with the factors, as well as the parameters of the HJ (NSA, FT, AA, SA) to demonstrate how they affect them. Most patients had stable hips and were able to ambulate, 23 hips had a MP > 33 %.

Using Spearman's method, no significant correlations were found in the groups of patients by age and the FEAR index in SP ($R = -0.18$, $p = 0.136$). In PATOOM, a reliable, strong, inverse correlation was revealed ($R = -0.38$, $p = 0.001$).

A reliable, strong, direct correlation ($R = 0.41$, $p = 0.001$) was found between GMFCS level (II, III, IV) and FEAR index in SP. In PATOOM, a reliable, strong, direct correlation was revealed ($R = 0.60$, $p = 0.000$).

No significant correlations were found ($R = 0.16$, $p = 0.175$) between groups of patients (tetraparesis, paraparesis, hemiparesis) and the FEAR index in SP. In PATOOM, a reliable, medium-strength, direct correlation ($R = 0.33$, $p = 0.005$) was revealed.

When searching for the relationship by ambulation status (ambulating, non-ambulating) and FEAR index in SP, a reliable, medium-strength, direct correlation was found ($R = 0.35$, $p = 0.002$). A reliable, strong, direct correlation ($R = 0.51$, $p = 0.000$) was revealed in PATOOM.

A reliable, weak, inverse correlation was found ($R = -0.28$, $p = 0.018$) between groups of patients with and without adductor myotomy in the past medical history and the FEAR index in SP. In PATOOM, a reliable, weak, inverse correlation ($R = -0.30$, $p = 0.011$) was revealed.

No significant correlations were found ($R = 0.22$, $p = 0.380$) between patients with confirmed data on DDH (DDH, healthy joints at birth) and the FEAR index in

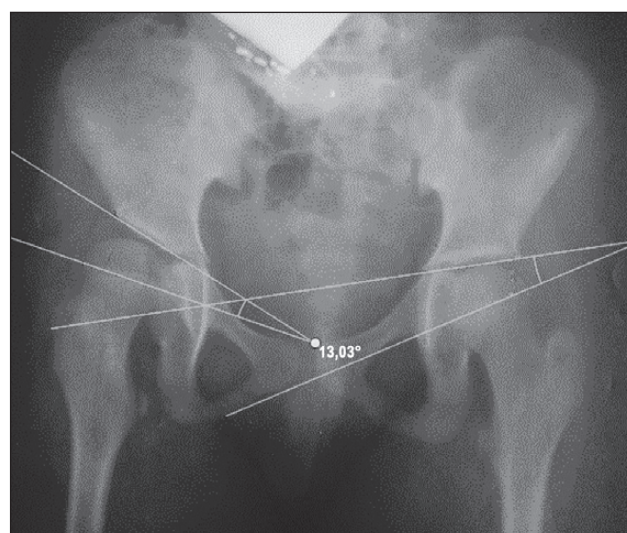


Figure 2. Measurement of the FEAR index in the standard positioning. Patient B., 9 years old, cerebral palsy. Right hip joint: the FEAR index is positive, left hip joint: the FEAR index is negative

SP. In PATOOM, a reliable, medium, direct correlation ($R = 0.69$, $p = 0.002$) was revealed.

A reliable, strong, direct correlation ($R = 0.39$, $p = 0.001$) was found when looking for an association between NSA and FEAR index in SP. In PATOOM, a reliable, strong, direct correlation ($R = 0.47$, $p = 0.000$) was revealed.

A reliable, moderate, direct correlation ($R = 0.32$, $p = 0.006$) was found between the FT and the FEAR index in SP. In PATOOM, no significant correlations were revealed ($R = 0.21$, $p = 0.077$).

A reliable, strong, direct correlation ($R = 0.51$, $p = 0.000$) was found between the AA and the FEAR index in patients' groups in SP. In PATOOM, a reliable, strong, direct correlation ($R = 0.67$, $p = 0.000$) was revealed.

A reliable, strong, direct correlation ($R = 0.50$, $p = 0.000$) was found between the SA and the FEAR index in SP. In PATOOM, a reliable, strong, direct correlation ($R = 0.56$, $p = 0.000$) was revealed.

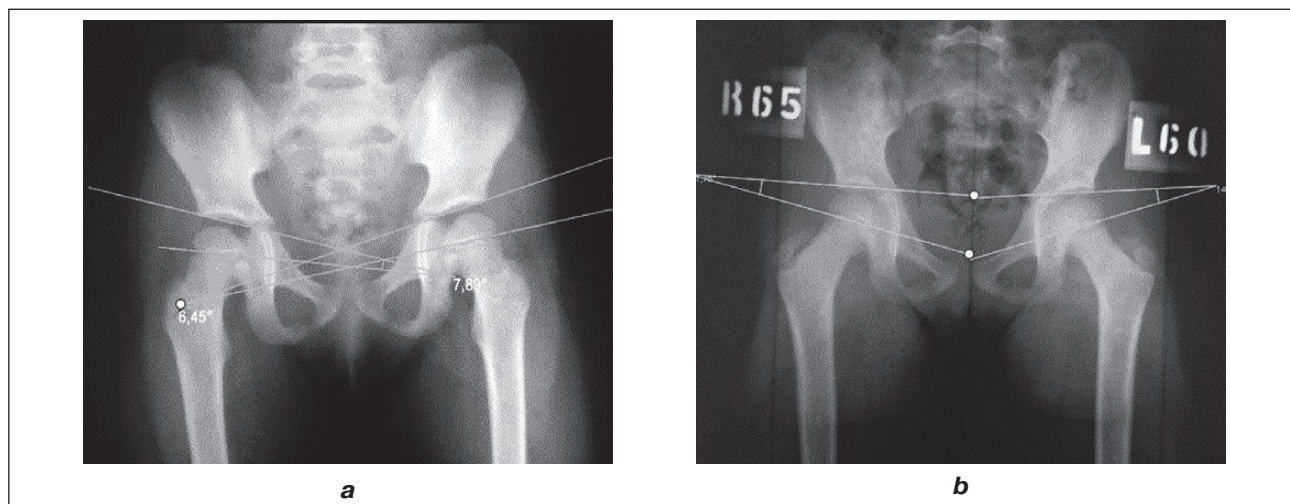


Figure 3. Patient P., 7 years old, cerebral palsy. Change in the FEAR index in the standard positioning from positive (a) to negative in positioning according to our own method (b) [10]. The numbers on the radiograph in the positioning according to our method indicate the angle of internal rotation of the femur, which corresponds to the angle of femoral torsion measured by Ruwe [6]

A reliable, strong, inverse correlation ($R = -0.53$, $p = 0.000$) was found between the WA and the FEAR index in SP. A reliable, strong, inverse correlation ($R = -0.73$, $p = 0.000$) was revealed in PATOOM.

A reliable, strong, direct correlation ($R = 0.53$, $p = 0.000$) was found when searching for the relationship between the MP and the FEAR index in SP. In PATOOM, a reliable, strong, direct correlation ($R = 0.67$, $p = 0.000$) was revealed.

To determine which parameter more accurately determines the hip instability in patients with CP, we created mathematical models based on the parameters defined in both positionings: for the migration percentage, which is common, and the new FEAR index.

Mathematical models for detecting instability in the joint

In the standard positioning

Y — the probability of the FEAR index (Fig. 4).

$$Y = 0.133 \times AA - 0.045 \times \text{age} + 0.067 \times FT + 0.047 \times \text{NSA} - 11.92.$$

$$\text{Chi-square} = 27.96, P < 0.001$$

The accuracy of the model is 71.4 %. Belonging to group 0 (negative FEAR index) is determined by the model with an accuracy of 70 %, and belonging to group 1 (positive FEAR index) — with an accuracy of 72.5 %. $AUC = 0.833$ (0.725–0.912), $\text{chi-square} = 27.96$, $P < 0.001$. The model has a good predictive power.

$AUC = 0.833$, $P < 0.001$ compared to the diagonal ($AUC = 0.5$), which indicates a good estimate of the probability of having a positive FEAR index.

Y — the probability of the migration percentage (Fig. 5).

$$Y = 0.419 \times AA - 0.13 \times \text{age} + 0.041 \times FT + 0.059 \times \text{NSA} - 18.9.$$

$$\text{Chi-square} = 59.6, P < 0.001.$$

The accuracy of the model is 92.9 %. Belonging to group 0 (migration percentage < 33 %) is determined by the model with an accuracy of 95.7 %, and belonging to group 1 (migration percentage > 33 %) — with an accuracy of 87 %. $AUC = 0.970$ (0.899–0.996), $\text{chi-square} = 59.6$, $P < 0.001$. The model has a very good predictive power.

$AUC = 0.970$, $P < 0.001$ compared to the diagonal ($AUC = 0.5$), which indicates a good estimate of the probability of having a migration percentage > 33 %.

In positioning according to our method

Y — the probability of the FEAR index (Fig. 6).

$$Y = 0.443 \times AA - 0.561 \times \text{age} + 0.054 \times FT + 0.121 \times \text{NSA} - 24.94.$$

$$\text{Chi-square} = 61.9, P < 0.001.$$

The accuracy of the model is 88.6 %. Belonging to group 0 (negative FEAR index) is determined by the model with an accuracy of 93.3 %, and belonging to group 1 (positive FEAR index) — with an accuracy of 80 %. $AUC = 0.972$ (0.901–0.997), $\text{chi-square} = 61.9$, $P < 0.001$. The model has a good predictive power.

$AUC = 0.972$, $P < 0.001$ compared to the diagonal ($AUC = 0.5$), which indicates a good estimate of the probability of having a positive FEAR index.

Y — the probability of the migration percentage (Fig. 7).

$$Y = 0.269 \times AA - 0.035 \times \text{age} + 0.14 \times FT + 0.0015 \times \text{NSA} - 14.5.$$

$$\text{Chi-square} = 39.6, P < 0.001.$$

The accuracy of the model is 87.1 %. Belonging to group 0 (migration percentage < 33 %) is determined by the model with an accuracy of 94.3 %, and belonging to group 1 (migration percentage > 33 %) — with an accuracy of 64.7 %. $AUC = 0.938$ (0.853–0.982), $\text{chi-square} = 39.6$, $P < 0.001$. The model has a very good predictive power.

$AUC = 0.938$, $P < 0.001$ compared to the diagonal ($AUC = 0.5$), which indicates a good estimate of the probability of having a migration percentage > 33 %.

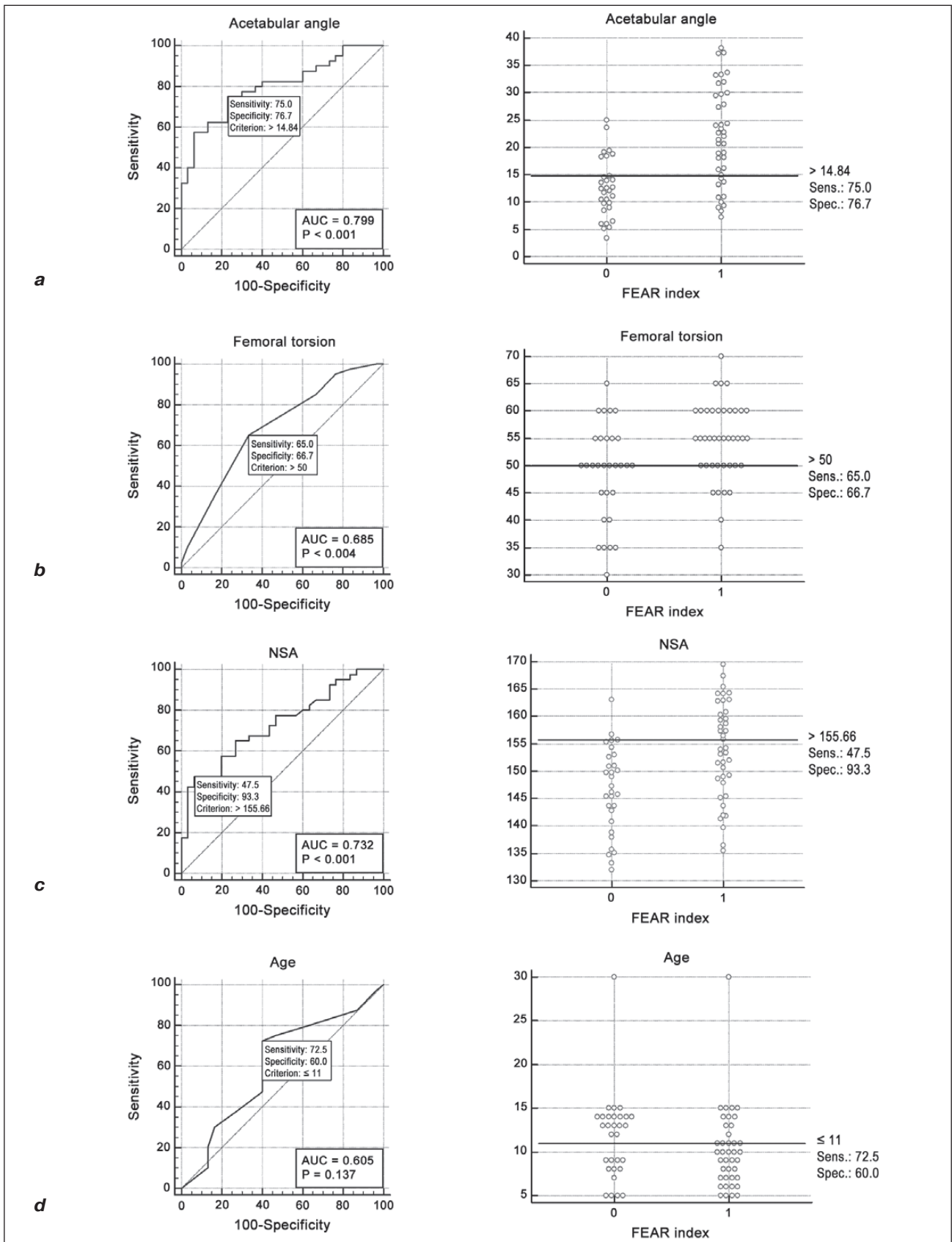


Figure 4. ROC analysis to determine the prognostic value of the probability of detecting a positive FEAR index. Critical level of indicators for two groups (negative FEAR index – 0; positive FEAR index – 1) in the standard positioning: a – acetabular angle, b – femoral torsion, c – neck-shaft angle, d – age

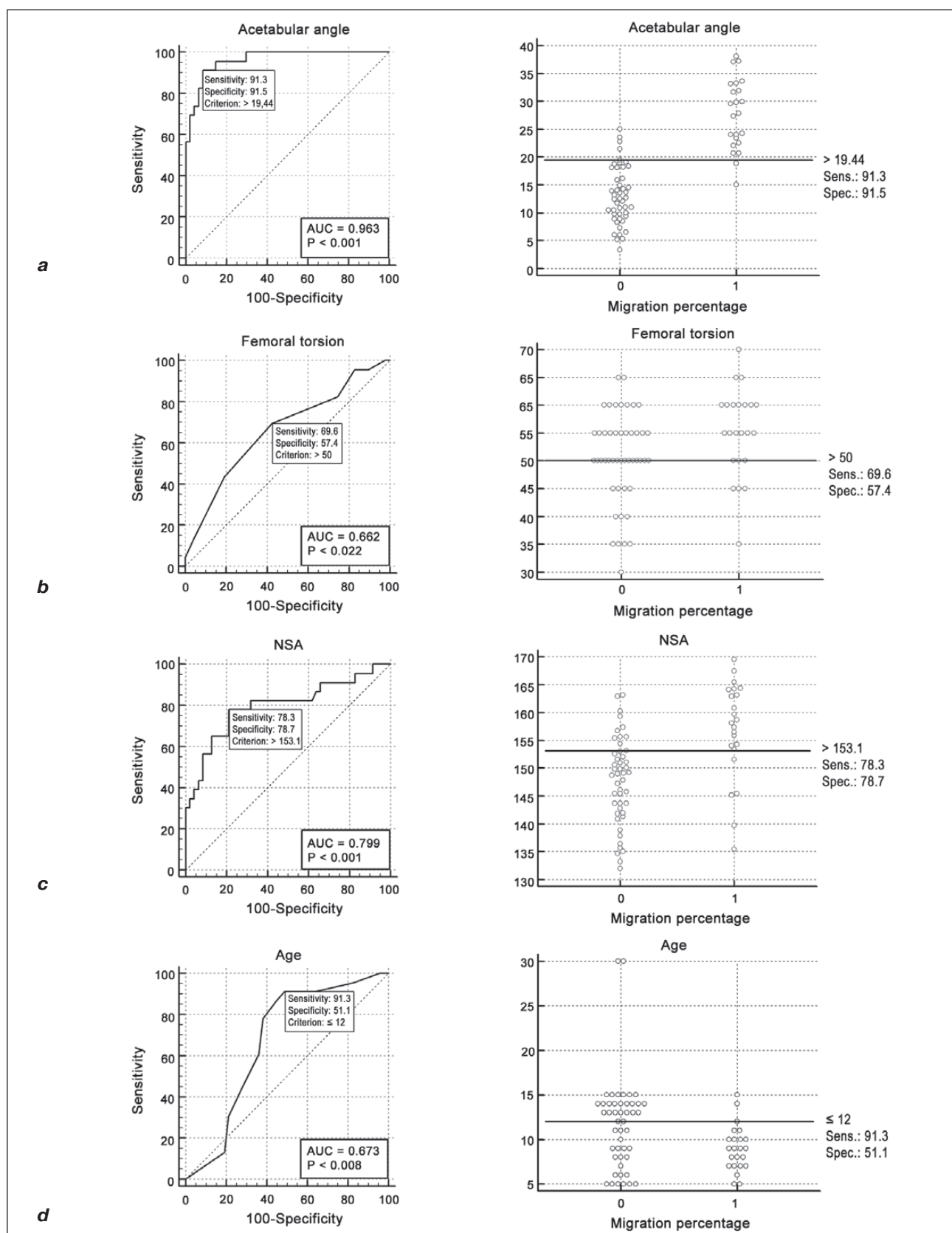


Figure 5. ROC analysis to determine the prognostic value of the probability of detecting the migration percentage > 33 %. Critical level of indicators for two groups (0 – migration percentage < 33 %; 1 – migration percentage > 33 %) in the standard positioning: a – acetabular angle, b – femoral torsion, c – neck-shaft angle, d – age

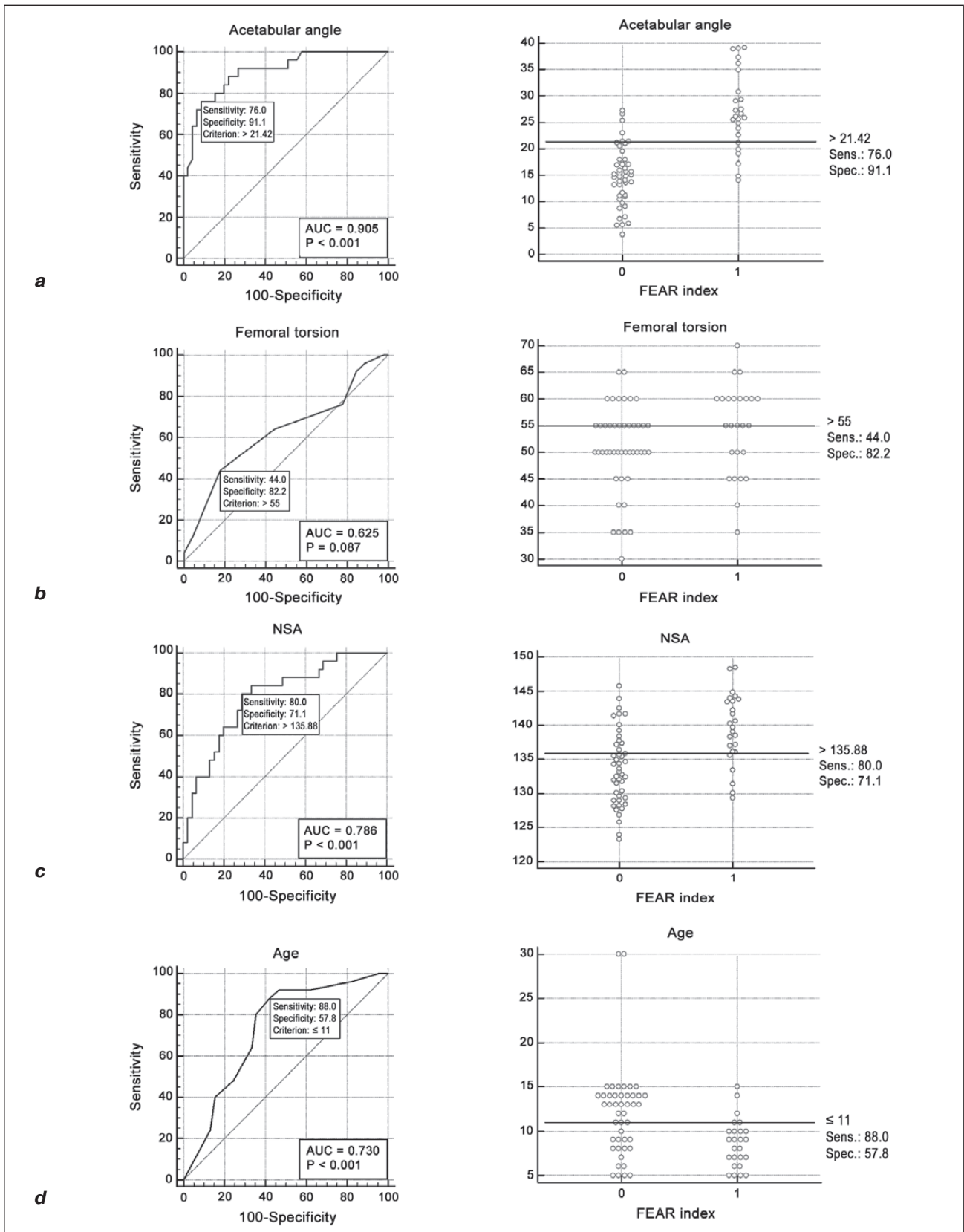


Figure 6. ROC analysis to determine the prognostic value of the probability of detecting a positive FEAR index. The critical level of indicators for the two groups (negative FEAR index— 0; positive FEAR index — 1) in the positioning according to our own method: a — acetabular angle, b — femoral torsion, c — neck-shaft angle, d — age

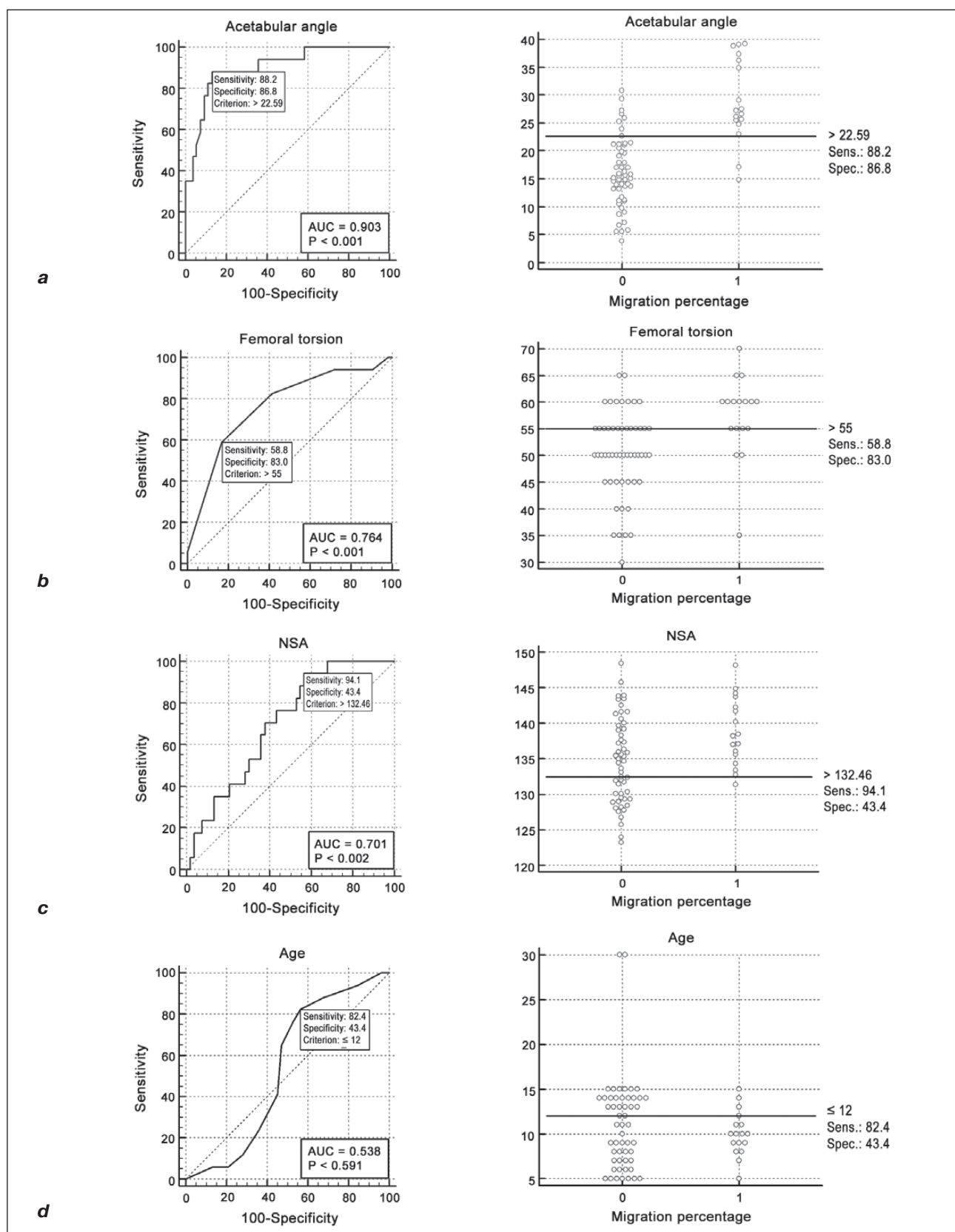


Figure 7. ROC analysis to determine the prognostic value of the probability of detecting the migration percentage > 33 %. Critical level of indicators for two groups (0 – migration percentage < 33 %; 1 – migration percentage > 33 %) in the positioning according to our own method: a – acetabular angle, b – femoral torsion, c – neck-shaft angle, d – age

Discussion

Our research is based on the study of the HJ radiographs of patients who sought specialized care in the ITO NAMS, we did not conduct a total screening of all individuals with CP. Some patients did not ambulate on their own, but we considered them promising in terms of verticalization. In the older age groups, patients who could ambulate independently dominated. Severe forms of CP were less common in older people, which may lead to debate about the validity of some results. FT was normal in 3 joints. In all groups, we presented the HJ regardless of distribution, criteria and factors.

With age, in the process of growth and development, the parameters of the HJ change in the norm — there is a decrease in NSA, FT, AA, SA. In patients with CP, the influence on the HJ formation has a large number of factors that can not always be taken into account when predicting its development. Therefore, some of these indicators do not decrease with age, and sometimes even increase. The lack of correlations between age and the FEAR index in SP and strong, inverse correlations in PATOOM may indicate the importance of the torsional component in the formation of the HJ, as PATOOM is performed with internal rotation of the femur. The angle of femoral internal rotation corresponds to the angle of FT, which is often increased in patients with CP. With increasing age, the frequency of detecting a positive FEAR index decreased in PATOOM. As the number of patients examined increases, the data will be updated.

Strong, direct correlations in both positionings between the GMFCS level (II, III, IV) and the FEAR index indicate an increase in the frequency of detecting a positive FEAR index with increasing levels of major motor disorders. This confirms the trends in the world literature that in severe forms of CP, the risk of hip displacement is much higher.

The absence of correlations between the level of lesion (tetraparesis, paraparesis, hemiparesis) and the FEAR index in SP and the appearance of reliable, medium-strong, direct correlations in PATOOM confirm the importance of the torsional component in the formation of hip instability. According to the literature, impaired development of the HJ in hemiparesis is uncommon. The most severe form of CP in terms of the level of lesions is tetraparesis, the largest group of patients we study. All our patients with paraparesis and hemiparesis were able to move independently, without aid.

A reliable, medium-strength, direct correlation in SP between ambulatory status (ambulating, non-ambulating) and the FEAR index and a strong, direct correlation in PATOOM indicates the importance of gait function for proper formation of the HJ, and strengthening correlations in PATOOM is another confirmation of the importance of FT in the development of the HJ and prevention of instability.

Significant, weak, inverse correlations in both positionings between adductor myotomy (patients with and without adductor myotomy in the past medical history) and the FEAR index may indicate a slight impact of this intervention on the formation of the HJ and the emergence of instability. This result may be controversial, but as the number of joints examined increases, the data will be refined. The

purpose of myotomy is to weaken the abductor muscles and redistribute the forces of the antagonist muscles. Obviously, after such an intervention, there is no balance in the HJ, but a partial change in the force vector. Indications for adductor myotomy are exclusively clinical, bone pathology of the hip joint is not taken into account. Determining the FEAR index before adductor myotomy and after surgery could be of great value.

The lack of correlations in SP between DDH (DDH, healthy joints at birth) and the FEAR index and the appearance of reliable, medium, direct correlations in PATOOM confirms the influence of FT on the formation of HJ and instability in it, as increased FT is one of the signs of DDH. In addition, when analyzing the indicators of the acetabulum, DDH could be detected in a much larger proportion of our patients [13].

Significant, strong, direct correlations between NSA and the FEAR index were found in both positionings, which may indicate the effect of increased NSA on hip formation and instability.

There was also a significant, medium-strength, direct correlation between the FT and the FEAR index in SP and no significant correlations were found in PATOOM because in the latter we perform internal rotation of the femur by the FT angle, which eliminates its value. The FEAR index was positive in 40 joints. In 14 joints, it changed from positive in SP to negative in PATOOM (Fig. 3a, b), which, in our opinion, makes it possible to recommend the correction of FT surgically (derotation osteotomy) in order to stabilize the joint and ensure further proper development. If the FEAR index has not changed to negative, one should consider pelvic osteotomy with derotation osteotomy, taking into account the parameters of the HJ.

Significant, strong, direct correlations between the AA and the FEAR index in both positionings were also found. Increasing the indicators of the acetabulum in the frontal plane (AA and SA) increases the frequency of detecting a positive FEAR index, i.e. instability of the HJ and disorders of its development. Of the 26 joints with positive FEAR index in both positionings, AA was less than 20° only in 2 joints, i.e. signs of instability were also associated with the acetabular component.

A reliable, strong, inverse correlation between the WA and the FEAR index and a reliable, strong, direct correlation between the MP and the FEAR index were found in both positionings. These three indicators characterize the relationship between the proximal femur and the acetabulum. Unfortunately, WA does not show any signs of clinical stability of the thigh [2], so we did not create a mathematical model with it. The MP and the FEAR index are designed to detect hip displacement and correlate well with each other. Only in 3 joints with positive FEAR index, the MP was less than 33 %.

All our mathematical models have shown good predictive power for determining hip instability (migration percentage > 33 %). The most accurate (92.9 %) was the mathematical model (probability of migration percentage > 33 %) in the standard positioning. For each indicator included in the model, a ROC analysis was performed to determine the

prognostic value and critical level. The critical levels of indicators at which instability is detected are as follows: AA > 19.44°, FT > 50°, NSA > 153.1°, age ≤ 12 years (Fig. 5). It should be noted that for this model, the projection NSA was taken. We did not accidentally choose these parameters of the HJ, we corrected them during surgery. AA had the highest prognostic value for determining hip instability (migration percentage > 33 %), NSA and FT also had a high prognostic value. Age has little effect on the accuracy of the model, but can not be ignored in children, as the parameters of the HJ change with age and with normal development of the HJ. Seventy joints were used to develop the model: 23 (32.86 %) were unstable (migration percentage > 33 %), 47 (67.14 %) were stable (migration percentage < 33 %). Slightly lower accuracy of detection of the migration percentage > 33 % in the mathematical model may indicate difficulties in identifying the edge of the acetabulum in hip instability in patients with CP [1]. In an unstable HJ, the pressure of the femoral head on the edge of the acetabulum causes the formation of a gothic arch, which creates additional difficulties in measuring the parameters of the HJ [14].

In PATOOM, mathematical models were less accurate than in SP, although they also had good predictive power. During the internal rotation of the femur, the femoral head was often inserted into the unstable HJ, and accordingly there was an improvement of the relationship between the proximal femur and the acetabulum, which affected its accuracy. When analyzing mathematical models in PATOOM with true NSA, its critical level, in which instability is detected, was 135.88° for the mathematical model with probability of positive FEAR index, and 132.46° for the mathematical model with probability of migration percentage > 33 % (Fig. 7c). This value of NSA is the norm for younger age groups; in older age groups, a slight deviation from the norm was found (NSA for children aged 13–16 years is $128.61 \pm 1.98^\circ$) [5]. When measuring NSA of 132.46°, there was virtually no migration percentage > 33 %, i.e. unstable HJ, although with increasing critical level of NSA, stable and unstable HJ were found (Fig. 5c). The FEAR index in PATOOM had a slightly greater prognostic power than MP.

The critical level of FT at which the instability is detected was > 50° in both mathematical models in SP (Fig. 4b, 5b). In PATOOM, the critical level of FT was > 55° (Fig. 6b, 7b).

The critical level of AA at which the instability is detected was > 14.84° for the mathematical model with the probability of detecting positive FEAR index in the standard positioning — the lowest average value (Fig. 4a). For the mathematical model with the probability of detecting positive FEAR index in PATOOM, the critical level of AA was > 21.42° (Fig. 6a). For the mathematical model with the probability of the migration percentage > 33 % in PATOOM, the critical level of AA was > 22.59° — the highest average value (Fig. 7a).

The critical age of patients with CP, which shows instability, was ≤ 11 years in mathematical models with probability of detecting positive FEAR index in both positionings (Fig. 4d, 6d); critical age in mathematical models with probability of migration percentage > 33 % in both positionings was ≤ 12 years (Fig. 5d, 7d). This confirms the prevailing

view that by the age of 12 years, Y cartilage is being closed and hip displacement is quite rare.

Hip instability does not depend on one indicator, it must be considered as a whole, taking into account all the parameters.

Conclusions

1. Significant, strong, direct correlations of the FEAR index and NSA ($R = 0.39$), AA ($R = 0.51$) and SA ($R = 0.50$) were found in the standard positioning, as well as in positioning according to our own method ($R = 0.47$, $R = 0.67$ and $R = 0.56$, respectively). A reliable, medium-strength, direct correlation ($R = 0.32$, $p = 0.006$) was found between the FEAR index and the FT in the standard positioning, and the relationship in positioning according to our own method were unreliable ($R = 0.21$, $p = 0.077$). The FEAR index can be of great importance for predicting the development of the hip joint; in children under 5 years of age, it was difficult to determine it according to the authors' method.

2. Detection of significant correlations of factors (age, level of lesion, DDH in the past medical history) with FEAR index in positioning according to our own method with unreliable connections in standard positioning, improvement of migration percentage confirm the key role of femoral torsion in hip formation. Correction of FT improves significantly the parameters of the hip joint, although all of them should be considered by surgeons.

3. Our research confirms that the most accurate parameter for determining hip instability at present is the migration percentage. A mathematical model for determining hip instability with probability of migration percentage > 33 % in SP based on AA, NSA, FT, age, is proposed (model accuracy is 92.9 %). The critical level of indicators at which instability is detected are AA > 19.44°, FT > 50°, for NSA > 153.1°, age ≤ 11 years.

Acknowledgment. The authors express their gratitude for the fruitful cooperation of a friend, teacher and colleague V. Hoshko (04.08.1949–28.09.2020).

References

1. Reimers J. *The stability of the hip in children. A radiological study of the results of muscle surgery in cerebral palsy.* Acta Orthop. Scand. Suppl. 1980. 184. 1–100. doi: 10.3109/ort.1980.51.suppl-184.01.
2. Wyatt M., Weidner J., Pfluger D., Beck M. *The Femoro-Epiphyseal Acetabular Roof (FEAR) Index: a new measurement associated with instability in borderline hip dysplasia?* Clin. Orthop. Relat. Res. 2017. 475(3). 861–869. doi: 10.1007/s11999-016-5137-0.
3. Upadhyay S.S., Burwell R.G., Moulton A., Small P.G., Wallace W.A. *Femoral anteversion in healthy children. Application of a new method using ultrasound.* J. Anat. 1990 Apr. 169. 49–61.
4. Palisano R., Rosenbaum P., Walter S., Russell D., Wood E., Galuppi B. *Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy.* Dev. Med. Child Neurol. 1997 Apr. 39(4). 214–223. doi: 10.1111/j.1469-8749.1997.tb07414.x.

5. Kutsenok Ya.B. Developmental dysplasia of hip. Congenital subluxation and dislocation of the thigh. Kyiv: Zdorovya, 1992. 184 p. [in Ukrainian].

6. Ruwe P.A., Gage J.R., Ozonoff M.B., DeLuca P.A. Clinical determination of femoral anteversion. A comparison with established techniques. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1992 Jul. 74(6). 820–30.

7. Hoshko V.Iu., Naumenko N.O., Cheverda A.I., Yatsuliak M.B., Nemesh M.M., inventors. SI “Institute of Traumatology and Orthopedics of NAMS of Ukraine”, assignee. The method of determining the clinical and radiographic parameters of the hip joint in patients with pathology of the hip joint. Ukrainian patent No. 137567. 2019 Oct 25 [in Ukrainian].

8. Hoshko V.Iu., Naumenko N.O., Yatsuliak M.B., Cheverda A.I., Nemesh M.M., Martsyniak S.M. Substantiation of the method for determining the clinical and radiographic parameters of the hip joint in patients with cerebral palsy. *Trauma.* 2021. 22(1). 61–65. doi: 10.22141/1608-1706.1.22.2021.226411.

9. Fabeck L., Tolley M., Rooze M., Burny F. Theoretical study of the decrease in the femoral neck anteversion during growth. *Cells Tissues Organs.* 2002. 171. 269–275. doi: 10.1159/000063127.

10. Yatsuliak M., Nemesh M., Martsyniak S., Kabatsii M., Filipchuk V. Original positioning method to determine the clinical and radiographic parameters of the hip joint in patients with cerebral palsy. *MOJ Orthopedics & Rheumatology [Internet].* 2021 Aug 13(4). 90–93. Available from: <https://medcraveonline.com/MOJOR/MOJOR-13-00555.pdf>. doi: 10.15406/mojor.2021.13.00555.

11. Hoshko V.Iu., Naumenko N.O., Yatsuliak M.B., inventors. SI “Institute of Traumatology and Orthopedics of NAMS of Ukraine”, Hoshko V.Iu., Yatsuliak M.B., assignees. Orthopedic attachment for laying the patient during radiography of the hip joints. Ukrainian patent No. 122629. 2020 Dec 10 [in Ukrainian].

12. Hoshko V.Iu., Naumenko N.O., Yatsuliak M.B., inventors. SI “Institute of Traumatology and Orthopedics of NAMS of Ukraine”, Hoshko V.Iu., Yatsuliak M.B., assignees. Orthopedic attachment for laying the patient during radiography of the hip joints. Ukrainian patent No. 140346. 2020 Feb 25 [in Ukrainian].

13. Yatsuliak M., Nemesh M., Martsyniak S., Kabatsii M., Filipchuk V. Clinical and radiological morphometric dependences during the formation of the acetabulum among patients with cerebral palsy. *MOJ Orthop. Rheumatol.* 2021. 13(5). 106–109. Available from: <https://medcraveonline.com/MOJOR/MOJOR-13-00558.pdf>. doi: 10.15406/mojor.2021.13.00558.

14. Miller S., Habib E., Bone J., Schaeffer E., Yang B.W., Shea J., Maleki A., Shore B.J., Mulpuri K. Inter-rater and intrarater reliabilities of the identification of a “gothic arch” in the acetabulum of children with cerebral palsy. *J. Pediatr. Orthop.* 2021 Jan. 41(1). 6–10. doi: 10.1097/BPO.0000000000001615.

Received 31.01.2022

Revised 10.02.2022

Accepted 15.02.2022 ■

Information about authors

Mykhailo Yatsuliak, postgraduate student, SI “Institute of Traumatology and Orthopedics of NAMS of Ukraine”, Kyiv, Ukraine; e-mail: myhail52368@gmail.com; contact phone: +38(097)2655377; <https://orcid.org/0000-0002-4402-400X>

Mykhailo Nemesh, PhD in Medicine, orthopedic traumatologist at the Department of Joint Diseases in Children and Adolescents, SI “Institute of Traumatology and Orthopedics of NAMS of Ukraine”, Kyiv, Ukraine; e-mail: misha.nemesh@icloud.com; <https://orcid.org/0000-0002-0792-2425>

Stepan Martsyniak, MD, PhD, Head of the Polyclinic Department, SI “Institute of Traumatology and Orthopedics of NAMS of Ukraine”, Kyiv, Ukraine; e-mail: martsyniak@icloud.com; <https://orcid.org/0000-0003-4906-1691>

Miroslaw Kabatsii, PhD, Head of the Department of Joint Diseases in Children and Adolescents, SI “Institute of Traumatology and Orthopedics of NAMS of Ukraine”, Kyiv, Ukraine; e-mail: miroslawsk1952@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0003-4442-8132>

Victor Filipchuk, MD, PhD, leading researcher at the Department of Joint Diseases in Children and Adolescents, SI “Institute of Traumatology and Orthopedics of NAMS of Ukraine”, Kyiv, Ukraine; e-mail: Filipv@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-9727-9532>

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

Яцуляк М., Немеш М., Марциняк С., Кабатій М., Філіпчук В.
ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ, Україна

FEAR індекс при діагностиці міграції головки стегнової кістки в пацієнтів з дитячим церебральним паралічем. FEAR індекс та індекс Реймерса в математичному моделюванні нестабільності кульшового суглоба при дитячому церебральному паралічі

Резюме. Актуальність. Значна частота нестабільності кульшового суглоба в різних групах пацієнтів з дитячим церебральним паралічем та фактори, що можуть впливати на її формування, є актуальним об'єктом досліджень. **Мета:** встановити діагностичну цінність індексу FEAR у визначенні нестабільності кульшового суглоба в осіб з дитячим церебральним паралічем. **Матеріали та методи.** Загальна кількість пацієнтів становила 39 (70 суглобів). Клініко-рентгенограмометричне обстеження кульшових суглобів виконано з використанням власного способу і стандартних передньозадніх рентгенограм, за якими визначали індекс FEAR та інші параметри. Також проведено математичне моделювання і статистичний аналіз показників кульшового суглоба та факторів,

що можуть призводити до нестабільності кульшового суглоба. **Результати.** Встановлено кореляційні зв'язки між індексом FEAR і показниками кульшового суглоба, а також факторами, що можуть на нього впливати. Створено математичні моделі для визначення нестабільності кульшового суглоба на основі параметрів в обох позиціях. **Висновки.** Продемонстровано хорошу діагностичну цінність індексу FEAR, проте індекс Реймерса виявився більш надійним у діагностиці нестабільності кульшового суглоба в пацієнтів з дитячим церебральним паралічем.

Ключові слова: дитячий церебральний параліч; кульшовий суглоб; математичне моделювання; рентгенограмометричні показники; індекс Реймерса; індекс FEAR

Карпінська О.Д.¹, Хасавнех Айхам², Іванов Г.В.¹

¹ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка Національної академії медичних наук України», м. Харків, Україна

²Вінницький національний медичний університет імені М.І. Пирогова, м. Вінниця, Україна

Контрактури суглобів: етіологія, патанатомія, основні підходи до профілактики та лікування

Резюме. Контрактури — це втрата рухомості суглобів, що викликана структурними змінами некісткової тканини — м'язів, зв'язок та сухожиль. Вони розвиваються, коли ці зазвичай еластичні тканини замінюються нееластичними. Все це призводить до вкорочення та твердіння цих тканин та викликає жорсткість, деформацію суглобів та втрату їх рухомості, іноді повну. Робота присвячена загальному огляду етіології та епідеміології контрактур великих суглобів. Розглядаються фактори ризику формування контрактур та заходи запобігання їм, а також методи лікування контрактур на різних етапах їх розвитку. Наведено протокол обстеження пацієнтів із контрактурами, вказані основні моменти при дослідженні, на які треба звернути увагу, а також можливі методи дослідження, що включають не тільки огляд хворих, але й візуальні (магнітно-резонансна томографія, ультразвукова діагностика) та біомеханічні методи з визначення пасивного та активного обсягу рухів та сили м'язів контралатеральних суглобів. Надані основні ознаки м'язових та спастичних (нервово-м'язових) контрактур та підходи до їх лікування. Коротко описані консервативні фізіотерапевтичні методи лікування, що в основному полягають у пасивному розтягуванні контрактованого суглоба, та показання до хірургічних методів лікування. Наведені показання щодо застосування ін'єкцій колагенази.

Ключові слова: контрактура суглобів; м'язова дистрофія; колагеназа

Вступ

Контрактури — це втрата рухомості суглобів, що викликана структурними змінами некісткової тканини — м'язів, зв'язок та сухожиль. Вони розвиваються, коли ці зазвичай еластичні тканини замінюються нееластичними. Все це призводить до вкорочення та твердіння цих тканин та викликає жорсткість, деформації суглобів та втрату рухомості суглобів, іноді повну.

Етіологія

Частіше контрактури є наслідком іммобілізації, але можуть бути викликані вродженими станами (м'язовою дистрофією Дюшена, церебральним паралічем та ін.), м'язовим дисбалансом, артритом, гетеротопічною осифікацією, опіками, місцевими травмами,

можуть бути наслідками тотального ендопротезування. Контрактури також можливі як наслідки впливу вібрації (контрактури Дюпюїтрена) [5, 9, 11, 13].

Епідеміологія та фактори ризику

У даний час епідеміологічна інформація в основному зосереджується на визначенні суглобової контрактури, тому епідеміологія в цілому обмежена. До того ж розбіжності діагностичних критеріїв призводять до широкого діапазону цифр, що характеризують поширеність контрактур [3, 6].

Контрактури суглобів досить поширені. Так, за даними літератури, серед людей похилого віку вони спостерігаються у 15–70 % [7, 22], при черепно-мозковій травмі ризик розвитку контрактур становить від 16 до 80 % [17], при інсульті — біля 60 %, у пацієнтів із трав-

мами спинного мозку можуть розвинути контрактири будь-якого суглоба в 11–50 % випадків [16]. Опікові контрактири, за даними спеціалізованих опікових відділень, становлять до 94 % [21].

Загальними факторами ризику розвитку контрактур є рухові дисфункції або тривале обмеження рухової активності, гіпоксичні ішемічні ушкодження, травми спинного мозку та похилий вік [23].

Патанатомія та фізіологія

Зміни м'яких тканин, які викликають контрактири, починаються практично одночасно з настанням нерухомості. Синтез білка у м'язових тканинах знижується через 6 годин після іммобілізації суглоба, вкорочення м'язових волокон виникає упродовж 24 годин, через 48 годин з'являється збільшена інфільтрація перимізію колагеном. Тривала нерухомість також викликає пластичні перебудови в нервових центрах, що ще більше знижує здатність залучати рухові одиниці, а це посилює вихідний парез [8, 19].

У моделях на тваринах було визначено, що 24 години ненавантаження кінцівки викликали скорочення довжини м'язових волокон на 60 % [12, 14].

Прогресування захворювання, стадії, клінічні прояви захворювання

Більшість контрактур починаються з ушкоджень тіла. Наприклад, реакція організму на болючий суглоб полягає в обмеженості його рухомості, що наражає на ризик розвитку контрактур. Неврологічні травми, що підвищують м'язовий тонус або слабкість, викликають дисбаланс м'язів, що призводить до тонічного скорочення. Отже, багатьом контрактурам суглобів передують спастичність. За відсутності лікування спастичний суглоб знерухомлюється та розвивається контрактура.

Контрактури також можуть розвиватися через невикористання кінцівки без будь-якої травми, наприклад при віковій втраті м'язової маси (саркопенія).

До специфічних вторинних чи супутніх станів та ускладнень можна віднести спастичність, гетерогенну осифікацію, дегенеративні захворювання суглобів, переломи, вивихи та інше. Деякі контрактири призводять до неправильного розташування тіла в ліжку чи інвалідному кріслі, що ще більше ускладнює стан та призводить до порочного кола, яке збільшує інвалідність.

Контрактури сильно впливають на життя людини. Ускладнення можуть викликати обмеження при проведенні гігієнічних процедур в активних людей, приводить до втрати незалежності та до постійної нерухомості.

Лікування пацієнтів із контрактурами суглобів

Анамнез повинен включати етіологію контрактур, її перебіг та вплив на функціональні можливості людини. Це — біль, обмеження пересування, повсякденної діяльності та гігієни.

При фізичному обстеженні в ідеалі у пацієнта не повинно бути болю, що може заважати повноцінному

обстеженню. Огляд хворого полягає в оцінюванні розміру суглоба, симетричності в спокої порівняно з протилежною кінцівкою. Вимірюється обсяг рухів на обох кінцівках. Проводиться огляд на можливі ушкодження шкіри, що можуть бути причиною контрактур.

Але найважливішим діагностичним критерієм є пасивний діапазон рухів (ПДР, в іноземній літературі PROM — passive range of motion). Треба відзначити будь-який м'язовий дисбаланс або слабкість, підвищення тону чи його відсутність. Такий огляд дозволить відокремити дійсну контрактуру від контрактири, що викликана м'язовою спастикою, яка передбачає інший підхід до лікування.

Треба оцінювати активний діапазон рухів, а також силу м'язів, оскільки це може відіграти роль у визначенні причин виникнення контрактур та виборі лікування.

Методи візуалізації

Радіологічні дослідження можуть допомогти виявити патології, що ускладнюються, наприклад, кістковими деформаціями, гетеротопічною осифікацією, переломами, формуванням анкілозів. Магнітно-резонансна томографія та ультразвукова діагностика можуть використовуватися для візуалізації структур м'яких тканин з метою виявлення фіброзних змін.

Лабораторні дослідження

Діагноз «контрактура» встановлюється на основі клінічного дослідження. Немає маркерів крові або лабораторних досліджень, які б сприяли діагностиці контрактур. Але лабораторні маркери, такі як лужна фосфатаза, швидкість осідання еритроцитів та ін., можуть використовуватися для визначення таких станів, як гетеротопічна осифікація, міопатія тощо.

Додаткові інструменти оцінки

Немає перевірених інструментів оцінки контрактур, але є шкали для оцінки спастичності. Найбільш відомі з них шкала Ашворта (MAS), шкала Тардье [15, 2] та LASIS [1].

Загальний підхід до контрактур: основні принципи

Найкраще лікування полягає в гальмуванні утворення контрактур чи запобіганні йому. Клінічно це полягає у здійсненні ПДР та щоденних фізичних вправ на розтягування. Але деякі дослідження, ґрунтовані на фактичних даних, поставили ці твердження під сумнів. В оглядових статтях Кокрейна було висунуто твердження, що ПДР неефективні для профілактики та лікування контрактур [18], а розтягування не запобігає контрактурам суглобів у людей з неврологічними захворюваннями і не лікує їх [10]. Але за думкою багатьох дослідників, достатня тривалість фізичних вправ у сукупності з іншими лікувальними процедурами здатні збільшити обсяг рухів у контрактованому суглобі, і ці методи й сьогодні залишаються основними в лікуванні контрактур.

Іншим, часто основним підходом у лікуванні контрактур є збільшення сили м'язів, особливо антагоністів скороченого м'яза, якщо ці методи можна використати. Додаткові заходи включають усунення чи зменшення спастичності та набряків за допомогою масажу, компресійної білизни тощо.

A.J. Skalsky, C.M. McDonald (2012) [20] сформулювали основні принципи профілактики та лікування контрактур кінцівок при нервово-м'язових захворюваннях та рекомендації щодо запобігання їм:

1. Профілактика контрактур вимагає ранньої діагностики та ініціації ПДР та накладання шин.

2. При деяких нервово-м'язових захворюваннях контрактури неминучі.

3. Розширені контрактури стають фіксованими, можуть погано піддаватися консервативному лікуванню та вимагати хірургічного втручання.

4. Контроль контрактур нижніх кінцівок важливий для мінімізації їх несприятливого впливу на самостійне пересування.

5. Статичний стан як верхніх, так і нижніх кінцівок — важлива причина утворення контрактури.

6. Легкі контрактури верхніх кінцівок неспроможні негативно вплинути на рухову функцію.

Підхід до контрактур на різних етапах лікування

Дамо класичний підхід до контрактур на ранніх стадіях їх формування. Він полягає у тривалому безперервному розтягуванні суглоба за допомогою динамічної фіксації ортезом або жорсткою конструкцією з можливістю зміни кута фіксації. Процедура полягає в накладанні фіксації на максимально розігнутий суглоб, через декілька днів процедура повторюється, а суглоб розгинають на можливо більший кут. Розтягування можна комбінувати з терапевтичними процедурами нагріву, що покращує еластичність тканин.

При контрактурах, які суттєво впливають на функцію суглоба і не зменшилися після консервативних процедур, розглядають хірургічні методи лікування. До них відносяться визволення уражених м'язів, тенотомія або подовження сухожиль, визволення капсули суглоба, а в деяких випадках і повна заміна суглоба. Але хірургія часто призводить до формування вторинних контрактур через утворення рубців, ушкодження структур тканин. В останні роки все частіше застосовують малоінвазивну хірургію для запобігання великим ушкодженням. Хворі після оперативного лікування контрактур потребують більш інтенсивної реабілітації [4].

Контрактури верхніх кінцівок нечасто потребують хірургічного лікування. Воно проводиться, тільки якщо обмеження ПДР заважає проведенню гігієнічних процедур, викликає біль. Альтернативою може бути застосування ферменту колагенази для ін'єкцій, отриманого з бактерій *Clostridium histolyticum* (колагеназа клостридій гістолітикум) і схваленого FDA для лікування контрактури Дюпюїтрена і як альтернатива хірургічному втручання. Клінічні наслідки при

ін'єкціях колагенази аналогічні хірургічному лікуванню, але мають менше ускладнень і легше переносяться пацієнтами. Обмеженням для ін'єкцій колагенази є те, що вони зазвичай робляться в одне місце, вимагають щомісячного проведення та пов'язані з ризиком автоімунної реакції.

Лікування контрактур нижніх кінцівок полягає насамперед в їх профілактиці: регулярному стоянні та/або ходьбі; пасивному розтягуванні м'язів та суглобів; позиціонуванні для розгинання та протидії згинанню; шинуванні. Головне завдання в профілактиці та реабілітації контрактур нижніх кінцівок полягає в навчанні правильному положенню кінцівки при стоянні та ходьбі. Показання для хірургічного втручання аналогічні викладеним вище: контрактура не може бути усунена фізіотерапевтичними методами та її тяжкість заважає повноцінному функціонуванню.

Висновки

В огляді ми розглянули основні причини формування контрактур суглобів та основні підходи до їх профілактики та лікування. Треба відзначити, що на сьогодні ще широко застосовуються старі, в основному пасивні методи консервативного лікування. Сучасні методи, такі як радіочастотні, лазерні, біоактивні методи, ін'єкції, часто використовуються обмежено і ще не мають загального визнання практиками.

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

Список літератури

1. Коваленко А.П., Камаева О.В., Полещук Ю.Р., Ковален Д.В. Шкалы и тесты в реабилитации и лечении пациентов со спастичностью верхней конечности. Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова. 2020. 120(4). 107-114. doi:10.17116/jnevro2020120041107.
2. Коваленко А.П., Мусиков В.К., Искра Д.А., Кошкарёв М.А., Синельников К.А. Шкала Тардье в диагностике спастичности. Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова. 2019. 119 (9). 83-90. Doi: 10.17116/jnevro201911909183.
3. Araco A., Caruso R., Araco F., Overton J., Gravante G. Capsular contractures: a systematic review. Plast. Reconstr. Surg. 2009. 124(6). 1808-1819. doi: 10.1097/PRS.0b013e3181bf7f26.
4. Degreef I. Collagenase Treatment in Dupuytren Contractures: A Review of the Current State Versus Future Needs. Rheumatol. Ther. 2016. 3(1). 43-51.
5. Descatha A., Jauffret P., Chastang J.F., Roquelaure Y., Leclerc A. Should we consider Dupuytren's contracture as work-related? A review and meta-analysis of an old debate. BMC Musculoskelet Disord. 2011. 12. 96. Doi: 10.1186/1471-2474-12-96.
6. Fergusson D., Hutton B., Drodge A. The epidemiology of major joint contractures: a systematic review of the literature. Clin. Orthop. Relat. Res. 2007. 456. 22-9. doi: 10.1097/BLO.0b013e3180308456.

7. Gnass I., Bartoszek G., Thiesemann R., Meyer G. Joint contractures in older age. A systematic literature review [German]. *Z. Gerontol. Geriatr.* 2010. 43(3). 147-157.
8. Gracies J.M. Pathophysiology of spastic paresis. Paresis and soft tissue changes. *Muscle Nerve.* 2005. 31(5). 535-551.
9. Gudmundsson K.G., Arngrimsson R., Sigfusson N., Bjornsson A., Jonsson T. Epidemiology of Dupuytren's disease: clinical, serological, and social assessment: The Reykjavik Study. *J. Clin. Epidemiol.* 2000. 53(3). 291-296. DOI: 10.1016/s0895-4356(99)00145-6].
10. Katalinic O.M., Harvey L.A., Herbert R.D., Moseley A.M., Lannin N.A., Schurr K. Stretch for the treatment and prevention of contractures. *Cochrane Database Syst. Rev.* 2010. 8(9). CD007455.
11. Lanting R., Broekstra D.C., Werker P.M., van den Heuvel E.R. A systematic review and meta-analysis on the prevalence of Dupuytren disease in the general population of Western countries. *Plast. Reconstr. Surg.* 2014. 133(3). 593-603. DOI: 10.1097/01.prs.0000438455.37604.0f.
12. Laurin J., Gordin J., Dousset E., Decherchi P. Effect of tenotomy on metabosensitive afferent fibers from tibialis anterior muscle. *Exp. Brain Res.* 2008. 186(1). 87-92. doi: 10.1007/s00221-007-1210-y.].
13. Layton T., Nanchahal J.F. Recent advances in the understanding of Dupuytren's disease. *F1000 Res.* 2019. 8. F1000 Faculty Rev-231. doi: 10.12688/f1000research.17779.1.
14. McLachlan E.M., Chua M. Rapid adjustment of sarcomere length in tenotomized muscles depends on an intact innervation. *Neurosci Lett.* 1983. 35(2). 127-133.
15. Patrick E., Ada L. The Tardieu Scale differentiates contracture from spasticity whereas the Ashworth Scale is confounded by it. *Clin. Rehabil.* 2006. 20(2). 173-182.
16. Pingel J., Bartels E.M., Nielsen J.B. New perspectives on the development of muscle contractures following central motor lesions. *J. Physiol.* 2017. 595(4). 1027-1038.
17. Pohl M., Mehrholz J. A new shoulder range of motion screening measurement: its reliability and application in the assessment of the prevalence of shoulder contractures in patients with impaired consciousness caused by severe brain damage. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2005. 86(1). 98-104.
18. Prabhu R.K., Swaminathan N., Harvey L.A. Passive movements for the treatment and prevention of contractures. *Cochrane Database Syst. Rev.* 2013. 12. CD009331.
19. Roby-Brami A., Jarrassé N., Parry R. Impairment and Compensation in Dexterous Upper-Limb Function After Stroke. From the Direct Consequences of Pyramidal Tract Lesions to Behavioral Involvement of Both Upper-Limbs in Daily Activities. *Front. Hum. Neurosci.* 2021. 15. 662006. doi: 10.3389/fnhum.2021.662006.].
20. Skalsky A.J., McDonald C.M. Prevention and management of limb contractures in neuromuscular diseases. *Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.* 2012. 23(3). 675-687. doi:10.1016/j.pmr.2012.06.009.
21. Tan J., Chen J., Zhou J., Song H., Deng H., Ao M., Luo G., Wu J. Joint contractures in severe burn patients with early rehabilitation intervention in one of the largest burn intensive care unit in China: a descriptive analysis. *Burns Trauma.* 2019. 7. 17.
22. Vanderwee K., Grypdonck M., De Bacquer D., Defloor T. The identification of older nursing home residents vulnerable for deterioration of grade 1 pressure ulcers. *Journal of Clinical Nursing.* 2009. 18(21). 3050-3058. doi: 10.1111/j.1365-2702.2009.02860.x.
23. Zafonte R., Elovic E.P., Lombard L. Acute care management of post-TBI spasticity. *J. Head Trauma Rehabil.* 2004. 19(2). 89-100.

Отримано/Received 04.01.2022

Рецензовано/Revised 10.01.2022

Прийнято до друку/Accepted 14.01.2022 ■

Information about authors

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

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

O.D. Karpinskaya¹, Khasawneh Ayham², G.V. Ivanov¹

¹State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

²National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine

Joint contractures: etiology, pathological anatomy, basic approaches to prevention and treatment

Abstract. Contractures are a loss of joint mobility caused by structural changes in non-bone tissue — muscles, ligaments and tendons. They develop when these normally elastic tissues are replaced by inelastic ones. All this leads to shortening and hardening of these tissues and causes stiffness, deformity of joints and a loss of their mobility, sometimes completely. The work deals with a general overview on the etiology and epidemiology of large joint contractures. Risk factors for the formation of contractures and measures to prevent them are considered, as well as treatment regimens at different stages of contractures development. A protocol for examining patients with contractures is given, the main points during the examination to which the attention

should be paid are indicated, and possible research methods are listed, including not only examination of patients, but also visual (magnetic resonance imaging, ultrasound) and biomechanical techniques for determining passive and active volumes of movements and strength in the muscles of contralateral joints. The main signs of muscle and spastic (neuromuscular) contractures and approaches to their treatment are given. Conservative physiotherapy methods that mainly consist in passive stretching of the contracted joint, and indications for the use of surgical methods of treatment are briefly described. Indications for the use of collagenase injections are given.

Keywords: joints contracture; muscular dystrophy; collagenase

Фищенко В.О.¹, Обейдат Халед Джамам Салех¹, Карпінська О.Д.²

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

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

Біомеханічне обґрунтування реабілітаційних заходів після тотального ендопротезування колінного суглоба

Резюме. Тотальне ендопротезування колінного суглоба — це поширена ортопедична операція, що спрямована на поліпшення якості життя людини з термінальною стадією артрозу шляхом зменшення болю та поліпшення функції. Відновлення повноцінної функціональності колінного суглоба після операції ендопротезування, особливо в пацієнтів працездатного віку, було і залишається чи не головним завданням реабілітації. **Мета роботи:** на основі біомеханічних підходів розробити комплекс реабілітаційних вправ для відновлення функціональності колінного суглоба після його ендопротезування та надати оцінку ефективності запропонованого комплексу. Розглянуті основні напрямки передопераційної фізіотерапії, а також реабілітація на різних етапах від першого тижня після операції до року. На основі отриманих раніше даних обстеження хворих з гонартрозом і біомеханічного моделювання були обґрунтовані спеціальні фізичні вправи на різних етапах реабілітації, спрямовані на відновлення сили м'язів, що страждають у процесі перебігу дегенеративного остеоартрозу колінного суглоба. Запропонований комплекс реабілітації включає низку фізичних вправ щодо відновлення сили та еластичності м'язів і сухожилків стоп, литок, стегна. Комплекс починається з виконання простих дій щодо розробки м'язів у ліжку або сидячи і закінчується силовими вправами з використанням еластичних стрічок, вправами на присідання, ходіння на пальцях. Запропоновані реабілітаційні заходи помітно поліпшують стан пацієнтів після операції ендопротезування колінного суглоба завдяки відновленню функціональності протезованої кінцівки для виконання повсякденних вправ.

Ключові слова: остеоартроз; тотальне ендопротезування колінного суглоба; реабілітація; фізичні вправи

Вступ

Тотальне ендопротезування (ТЕП) колінного суглоба — це поширена ортопедична операція, яка включає заміну суглобових поверхонь (виростків стегнової кістки та плато великогомілкової кістки) колінного суглоба гладким металом і поліетиленовим пластиком [8]. Ендопротезування колінного суглоба спрямоване на поліпшення якості життя людини з термінальною стадією артрозу шляхом зменшення болю та поліпшення функції. Кількість операцій ТЕП збільшується в усіх країнах [12], причому зростає кількість пацієнтів віком до 60 років [16].

Звичайно, відновлення повноцінної функціональності колінного суглоба після операції ендо-

протезування, особливо в пацієнтів працездатного віку, було і залишається чи не головним завданням реабілітації.

Мета роботи: на основі біомеханічних підходів розробити комплекс реабілітаційних вправ для відновлення функціональності колінного суглоба після його ендопротезування та надати оцінку ефективності запропонованого комплексу.

Реабілітаційні заходи в пацієнтів, які проходять ендопротезування колінного суглоба, починаються ще до операції. Існує декілька програм передопераційної реабілітації, але всі вони спрямовані в першу чергу на загальнофізичну підготовку хворих перед операцією.

Передопераційна фізіотерапія

Перед операцією можна навчати вправ післяопераційної реабілітації для того, щоб пацієнти могли більш ефективно виконувати відповідні вправи одразу ж після неї. Програма передопераційної підготовки також може виконуватися для оптимізації функціонального стану пацієнтів з метою поліпшення післяопераційного відновлення. Програми передопераційної підготовки повинні бути зосереджені на контролі пози, функціональних вправах для нижніх кінцівок і на вправах, що зміцнюють обидві нижні кінцівки [10]

Але доказів щодо ефективності передопераційної фізіотерапії для оцінки сили нижніх кінцівок, болю, діапазону рухів або термінів перебування в стаціонарі після операції ТЕП колінного суглоба недостатньо [5, 7, 11, 13].

Післяопераційна реабілітаційна програма

Пацієнти зазвичай виписуються через декілька днів перебування в стаціонарі, реабілітацію отримують в амбулаторних або домашніх умовах впродовж 1 тижня після виписки.

Для розроблення післяопераційної програми реабілітації проводиться оцінка стану пацієнта.

Суб'єктивна оцінка включає (але не обмежується додатковими обстеженнями):

- операційні та післяопераційні ускладнення, якщо такі є;
- скарги на колінні суглоби та інші скелетно-м'язові захворювання в анамнезі, якщо такі є;
- історію хвороби та супутні захворювання;
- соціальні фактори та домашні умови;
- прогрес ранньої реабілітації (в стаціонарі та в домашніх умовах);
- біль та інші симптоми, наприклад оніміння, набряки;
- очікування від операції та реабілітації;
- конкретні функціональні цілі.

Об'єктивна оцінка включає (але не обмежується додатковими обстеженнями):

- огляд хірургічної рани або рубця;
- наявність ознак інфекції (почервоніння, спайки шкіри, аномальне тепло та припухлість, лихоманка або озноб). Наявність ознак інфекції потребує направлення до лікаря;
- наявність набряку колінного суглоба;
- відповідні лабораторні дані щодо стану пацієнта (перелік залежить від ситуації);
- перевірку на тромбоз глибоких вен (може включати як інструментальну діагностику, зокрема УЗД, так і аналіз функціональних ознак — біль у грудях, задишка, почервоніння або зміна кольору литок, біль або нежить), у разі підозри на тромбоз необхідне направлення до лікаря;
- пальпацію ознак підвищеного тепла та набряків, активації м'язів, відповідальних за функціонування колінного суглоба;

- оцінку активного і пасивного діапазону рухів колінного суглоба в положенні на спині;
- оцінку сили м'язів нижніх кінцівок;
- оцінку ходьби (вибір тесту залежить від стану пацієнта);
- оцінку запобігання навантаженню оперованої кінцівки.

Основні етапи післяопераційної реабілітації

Етап I (до 2–3 тижнів після операції)

Основна мета першого періоду реабілітації після ендопротезування колінного суглоба полягає насамперед у зниженні больового синдрому та загоєнні операційного шва. Для усунення болю хворому призначають знеболювальні препарати, а також фізіопроцедури, що знижують больовий синдром.

У перші тижні пацієнту необхідно досягнути згинання оперованого колінного суглоба до 90° та його повного розгинання. Вправи на повне розгинання колінного суглоба мають запобігти розвитку вторинних згинальних контрактур, а обмеження згинання до 90° захищає операційний шов і забезпечує загоєння рани. Функціональна активність дозволяє запобігти набряку тканин навколо оперованого колінного суглоба.

Якщо стан пацієнта дозволяє, можна приступити до навчання користування сходами, при цьому слід пояснити, що при підйомі сходами веде неоперована кінцівка, при спуску — прооперована.

Перший етап реабілітації передбачає включення загальних фізичних вправ для зміцнення м'язів нижньої кінцівки (вправи можна проводити лежачи на жорсткому ліжку (полу, спеціальних тренажерах) або сидячи):

- підшовне та тильне згинання надп'яtkовогомілкового суглоба;
- зміцнення чотириголового м'яза здійснюється шляхом підйому зігнутої, а згодом прямої ноги. При цьому стопа повинна бути максимально зігнутою. На першому етапі занять можливо допомагати підйому ноги рушником, проведеним під коліном;
- згинання коліна та кульшового суглоба. Спочатку вправи виконуються лежачи або сидячи, а потім — стоячи, тримаючись за опору;
- скорочення сідничних м'язів;
- відведення та приведення стегна. Спочатку вправи виконуються на ліжку або стільці, пізніше — стоячи, тримаючись за опору.

Кращого ефекту можна досягти, якщо у вправі включити прийоми постізометричної релаксації м'язів, тобто фіксацію на декілька секунд у максимально напруженому стані з поступовим розслабленням та відпочинком на той же час.

Етап II (4–6-й тиждень)

На цьому етапі проводиться закріплення досягнень попереднього етапу. Триває тренування чотириголового м'яза, завдяки якому треба досягти повного контролю за підйомом ноги. Досягти пов-

ного розгинання колінного суглоба та згинання до 105°.

Розширення діапазону рухомості колінного суглоба необхідно для комфортної ходьби (65°), підйому сходами (85°), сидіння та стояння (95°) [9]. Збільшення активності пацієнтів може потребувати використання м'яких ортезів для запобігання ускладненням.

Етап III (6–8-й тижні)

На цьому етапі до програми реабілітації включають силові вправи, корекцію координації та збільшення інтенсивності активних дій. Ендопротезування колінного суглоба поліпшує функції, пов'язані з балансом: контроль пози, рівновага при стоянні на одній нозі, баланс навантаження при стоянні та ходьбі [3, 6, 15, 17], але тренування як до операції для вироблення правильного виконання вправ, так і в післяопераційному періоді необхідні для закріплення ефекту та виправлення неправильно сформованих хибних звичок у процесі перебігу хвороби.

Вправи на рівновагу включають ходьбу по маркерах, що відмічають довжину кроку, з поступовим збільшенням швидкості пересування та довжини кроків, переступання через предмети, спочатку невисокі, а потім з поступовим збільшенням їхньої висоти. Десь на 8-й тиждень при достатньому контролі протезованого коліна до програми можна включати вправи стояння на одній нозі, спочатку із триманням за опору, а потім — без неї [14].

Після III етапу (від 8-го тижня до року) пацієнти можуть проходити індивідуальні програми реабілітації, що передбачають корекцію набутих хибних звичок стояння та пересування, які сформувалися в процесі перебігу хвороби.

Пацієнти продовжують тренування для зміцнення сили м'язів, одночасно намагаючись досягти симетричності. Тривають вправи для вироблення симетричності довжини та тривалості кроків [2, 4], а також для вироблення симетричності навантаження на кінцівки [1].

Обґрунтування спеціальних фізичних вправ на пізніх етапах реабілітації хворих після ендопротезування колінного суглоба

Як показали результати моделювання, основне ускладнення тривалого перебігу гонартрозу — контрактури колінного суглоба призводить до змін у роботі не тільки м'язів, що оточують колінний суглоб, але й усієї нижньої кінцівки. Збільшення вираженості контрактури веде до накопичення цих патологічних змін і залучення у процес м'язів практично всього скелета. Це виражається у зменшенні одних м'язів та, навпаки, зростанні сили скорочення інших. При виражених контрактурах колінного суглоба (більше 30°) рівень асиметрії сили м'язів може сягати десятків відсотків.

Найбільш уразливими при будь-яких захворюваннях нижніх кінцівок є м'язи стоп. Це пов'язано з важливою роллю, яку відіграють ці м'язи для забезпечення стійкості при стоянні та ходьбі. Тому тренування м'язів стоп є необхідним етапом для відновлення функціональності після ендопротезування колінного суглоба.

Починати тренування м'язів стоп можна вже на першому етапі реабілітації. Наводимо декілька вправ для зміцнення сили м'язів стоп за збереження або відновлення еластичності зв'язок стопи.

Згинання та розгинання стоп. Сядьте на підлогу та випряміть ноги перед собою. Важливо стежити, щоб під час натягування стопи великий палець, мізинець і п'ятка залишались в одній площині — тільки за цієї умови м'язи зміцнюватимуться і розтягуватимуться збалансовано. При розгинанні стопи треба намагатися витягувати пальці ніг, а не підкручувати під склепіння стопи. Розігнути стопу та затримати в такому положенні на 10–15 секунд, розслабити стопу на той же час, потім зігнути стопу і зафіксувати положення також на 10–15 секунд. Розслабити стопу. Повторювати 10–20 разів. При виконанні цієї вправи тренуються не тільки м'язи плантарної поверхні стопи, а й також м'язи литок.

Кругові рухи стопами всередину та назовні можна починати виконувати на ранньому етапі реабілітації, поступово збільшуючи інтенсивність у міру відновлення контролю протезованого колінного суглоба.

Згинання плюсно-фалангових суглобів. Поставити стопи на підлогу та, максимально зігнувши плеснофалангові суглоби, залишитися в цій позиції 20–30 секунд, розслабитись. Повторити 10–20 разів.

Хвилеподібні рухи стоп. Сісти та вигнути ноги перед собою. Виконувати хвилеподібні рухи стопами в такому порядку: плесни стопи вниз → пальці вниз і вперед → тільки пальці вгору → вся стопа на себе. Ця вправа спрямована на забезпечення нормальної гнучкості стоп. Повторювати по 10–15 разів для кожної стопи.

Наступні вправи починають виконувати на II етапі реабілітації.

Підйом на пальцях стопи. Спочатку вправи треба виконувати, тримаючись за опору (стіл, стіна тощо). Стати біля опори, максимально розігнути коліна, підніматися одночасно на пальцях двох стоп, затримуючись на 10–20 секунд. Повторювати 10–20 разів. На 5–6-му тижні вправи можна проводити без опори. Дуже важливо стежити, щоб коліна та щиколотки не підверталися всередину або не випадали назовні, при необхідності можлива додаткова фіксація колінних суглобів м'якими ортезами.

Поперемінний підйом на пальцях. Поперемінно спиратися на пальці, одночасно згинаючи коліно, повторити для протилежної ноги, затримуючись на кожному етапі на 10–15 секунд. Варіантом цієї вправи може бути спочатку повільне переминання з поступо-

вим збільшенням швидкості, але швидкісний варіант виконують пізніше ніж на 7–8-му тижні.

Ходіння на пальцях. Доволі складна вправа, яку можна виконувати на пізньому етапі реабілітації, коли повністю відновилися здатність підтримувати рівновагу, десь через 6–8 місяців після ендопротезування. Виконання цієї вправи треба контролювати і виконувати біля опори для запобігання падінню, бажано під наглядом лікаря.

На етапі ранньої реабілітації для зміцнення м'язів голілки пропонуємо включати наступні вправи.

Згинання стопи за допомогою еластичної гумової стрічки: стрічку тягнути на себе, ногою чинити опір. Повторювати для кожної стопи по 5–10 разів. Тягнути стрічку на себе, прив'язавши її до опори. Повторювати для кожної стопи по 5–10 разів.

Стояння на п'ятках. Притулитися плечима до стіни, п'ятки розташувати на відстані ширини стопи одна від одної, повільно піднімати пальці стопи, спочатку поперемінно, затримуючи зігнуту стопу на 10–15 секунд, потім повторювати, згинаючи обидві стопи одночасно. Повторювати по 10–15 разів.

На III етапі реабілітації при відновленні контрольованої ходьби рекомендуємо виконання так званої «**ходи монстра**». Довжина кола стрічки дорівнює довжині кроку, ходьба виконується з одночасним розтягуванням еластичної стрічки.

Головною причиною формування контрактур колінного суглоба є недостатність підколінних сухожил. Підколінні сухожилля є групою потужних м'язів, які простягаються від таза до коліна на задній стороні верхньої частини ноги. Вони виконують дві основні функції — розігнути ногу та зігнути коліно, тобто рухи, що здійснюються в повсякденному житті. Відновлення функції цього комплексу є чи не основним для повноцінної реабілітації. Крім загальних фізичних вправ саме для відновлення сили та еластичності м'язів задньої поверхні стегна пропонуємо включати в комплекс наступні вправи.

На ранньому етапі реабілітації можна виконувати вправи **напівприсідання**. Стати біля спинки стільця, ноги поставити на ширину пліч, зігнути коліна під кутом 45° і зафіксувати положення на 10–15 секунд. Повторювати 10–15 разів. У міру збільшення обсягу рухів у колінному суглобі кут згинання можна збільшувати до 75–80°.

В кінці II етапу до комплексу можна включити **бічні виступи з еластичною стрічкою**. Ця вправа зміцнює відвідні м'язи стегна. Еластичну стрічку натягнути на кісточки, поставити ноги разом. Злегка зігнути коліна, тримаючись за довгу горизонтальну опору (наприклад, парапет або станок), зробити 5–10 кроків спочатку в один бік, потім — в інший. При виконанні кроків слідкуйте за їх однаковою шириною. Треба звернути увагу на правильну техніку і не дозволяти колінам згинатися всередину. Можна використовувати м'який колінний ортез.

Зворотне ковзання з еластичною стрічкою назад. Вправа подібна до «ходи монстра», тільки крок робиться назад. Повторювати 10–15 разів кожною ногою.

Аналіз ефективності реабілітаційних заходів щодо відновлення симетричності ходьби

На контрольному огляді через 6–8 місяців після ендопротезування колінного суглоба стан пацієнтів був оцінений за такими критеріями:

- кут згинання колінного суглоба мінімум 100° та повне його розгинання;
- пересування без кульгавості та додаткової опори;
- відновлення опороспроможності оперованої кінцівки;
- симетричність сили м'язів нижніх кінцівок.

Відповідно, у хворих не повинні відзначатися ознаки ускладнень, таких як нестабільність ендопротезу, інфекції, набряки, подразнення тощо.

Основним ускладненням, яке відмічали у хворих, була відсутність повного розгинання колінного суглоба, при цьому кут згинання наближався до необхідного на момент огляду.

Додатковою опорою продовжували користуватися пацієнти переважно похилого віку (старіше 70 років) і хворі, яким було показано протезування другого колінного суглоба. У цих хворих відзначали також кульгавість, порушення параметрів кроків.

Хворим, які не планували протезування другого колінного суглоба або вже пройшли його, було рекомендоване включення в курс реабілітації запропонованих нами фізичних вправ. Деякі з пацієнтів проходили його в умовах відділення реабілітації, інші виконували вправи дома згідно з рекомендаціями лікаря.

Таблиця 1. Оцінка реабілітаційних заходів за величиною обсягу рухів у колінному суглобі

Група хворих	Обсяг рухів у колінному суглобі, °	
	Згинання	Розгинання
I	110 ± 5 105 ÷ 120	2 ± 2 0 ÷ 5
II	101 ± 5 95 ÷ 110	5 ± 2 0 ÷ 7
Статистична значущість різниці між групами	t = 4,397 p = 0,001	t = -2,847 p = 0,012

На контрольному огляді через 1 рік після операції ендопротезування пацієнти були протестовані за згаданими вище ознаками. Для аналізу ефективності реабілітаційного комплексу хворі були розділені на 2 групи. До I групи увійшли 10 пацієнтів, які пройшли курс реабілітації за рекомендованою програмою. До II групи були включені 8 пацієнтів, які проходили реабілітацію нерегулярно і без включення в програму рекомендованих вправ.

Результати оцінки реабілітації за обсягом рухів у колінному суглобі (кут згинання/розгинання) наведені в табл. 1.

За результатами статистичного аналізу було визначено, що у пацієнтів I групи кут згинання колінного суглоба в середньому $110 \pm 5^\circ$ досяг необхідного рівня (не менше 110°) для повноцінного функціонування протезованого коліна, водночас у хворих II групи кут згинання в середньому по групі становив $101 \pm 5^\circ$, що є статистично значуще меншим ($p = 0,001$), хоча в деяких хворих відмічався кут згинання у межах норми (110°).

Повного розгинання колінного суглоба досягли, на жаль, не всі пацієнти, хоча в I групі кут згинальної контрактури $2 \pm 2^\circ$ був статистично значуще меншим ($p = 0,012$), ніж у II групі $5 \pm 2^\circ$.

На контрольному огляді після операції ендопротезування 4 пацієнти I групи та 3 пацієнти II групи користувалися додатковою опорою на палицю, яка переважно була потрібна не стільки через складність пересування, скільки як засіб страхування на випадок можливого падіння.

Через рік після операції ендопротезування колінного суглоба в I групі тільки 1 хворий продовжував користуватися палицею, яка, за словами пацієнта, була іноді потрібна через необхідність довго ходити. В II групі палицею продовжили користуватися 2 пацієнти.

Ми не оцінюємо за цим показником ефективність реабілітації, оскільки відмова від додаткової опори може бути пов'язана і з природним процесом адаптації.

Висновки

Запропонований комплекс реабілітаційних заходів на різних етапах реабілітації помітно поліпшує стан пацієнтів після операції ендопротезування колінного суглоба завдяки відновленню функціональності протезованої кінцівки для виконання повсякденних вправ.

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

Список літератури

1. Тяжелов О.А., Климовицький Р.В., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д., Гончарова Л.Д. Патент 130974 UA. МПК (2009) А61Н 1/00. Спосіб відновлення функції м'язів, відповідальних за постуральний баланс. Патентовласник ДУ «ІПХС ім. М.І. Ситенка НАМНУ».

Заявка u201802754 від 19.03.2018. Опубл. 10.01.2019, бюл. № 1.

2. Тяжелов О.А., Фіщенко О.В., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д., Браніцький О.Ю. Патент № 126691 UA. МПК — А61В5/103, А61В5/11, А61Н1/00. Спосіб відновлення симетричності ходи людини. Патентовласник ДУ «ІПХС ім. М.І. Ситенка НАМНУ». Заявка u2018 02003 від 26.02.2018. Опубл. 25.06.2018. Бюл. № 12.

3. Філіпенко В.А., Арутюнян З.А., Мезенцев В.О., Танькут О.В., Карпінська О.Д., Карпінський М.Ю. Особливості статистичних показників хворих після ендопротезування колінного суглоба. *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2019. № 4. С. 12–17. DOI: 10.15674/0030-59872019412-17.

4. Фіщенко В.О., Браніцький О.Ю., Боцул О.В., Карпінська О.Д., Карпінський М.Ю. Комплексна технологія відновлення симетричності ходьби після ендопротезування кульшового суглоба. *Wschodnioeuropejskie Czasopismo Naukowe (East European Scientific Journal)*. 2020. № 10(62). С. 35–40.

5. Alghadir A., Iqbal Z., Anwer S. Comparison of the effect of pre- and post-operative physical therapy versus post-operative physical therapy alone on pain and recovery of function after total knee arthroplasty. *Journal of Physical Therapy Science*. 2016. № 28(10). P. 2754–2758.

6. Chan A., Jehu D., Pang M. Falls After Total Knee Arthroplasty: Frequency, Circumstances, and Associated Factors (A Prospective Cohort Study). *Physical Therapy*. 2018. № 98(9). P. 767–778.

7. Chesham R., Shanmugam S. Does preoperative physiotherapy improve postoperative, patient-based outcomes in older adults who have undergone total knee arthroplasty? A systematic review. *Physiotherapy Theory and Practice*. 2016. № 33(1). P. 9–30.

8. Evans J.T., Walker R.W., Evans J.P., Blom A.W., Sayers A., Whitehouse M.R. How long does a knee replacement last? A systematic review and meta-analysis of case series and national registry reports with more than 15 years of follow-up. *The Lancet*. 2019. 16. № 393(10172). P. 655–63.

9. González Della Valle A., Leali A., Haas S. Etiology and Surgical Interventions for Stiff Total Knee Replacements. *HSS Journal*. 2007. № 3(2). P. 182–189.

10. Huber E., de Bie R., Roos E., Bischoff-Ferrari H. Effect of pre-operative neuromuscular training on functional outcome after total knee replacement: a randomized-controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2013. № 14(1).

11. Husted R., Juhl C., Troelsen A., Thorborg K., Kalle-mose T., Rathleff M. et al. The relationship between prescribed pre-operative knee-extensor exercise dosage and effect on knee-extensor strength prior to and following total knee arthroplasty: a systematic review and meta-regression analysis of randomized controlled trials. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2020. № 28(11). P. 1412–1426.

12. Jakobsen T.L., Jakobsen M.D., Andersen L.L., Husted H., Kehlet H., Bandholm T. Quadriceps muscle activity during commonly used strength training exercises shortly after total knee arthroplasty: implications for home-based exercise-selection. *Journal of experimental orthopaedics*. 2019 Dec 1. № 6(1). P. 29.

13. Kwok I., Paton B., Haddad F. Does Pre-Operative Physiotherapy Improve Outcomes in Primary Total Knee Arthroplasty? (A Systematic Review). *The Journal of Arthroplasty*. 2015. № 30(9). P. 1657-1663.

14. McHugh, A. *Rehabilitation Guidelines Following Total Knee Arthroplasty*. Physioplus. 2021.

15. Moutzouri M., Gleeson N., Billis E., Tsepis E., Panoutsopoulou I., Gliatis J. The effect of total knee arthroplasty on patients' balance and incidence of falls: a systematic review. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2016. № 25(11). P. 3439-3451.

16. Scott C.E., Oliver W.M., MacDonald D., Wade F.A., Moran M., Breusch S.J. Predicting dissatisfaction following total knee arthroplasty in patients under 55 years of age. *The bone & joint journal*. 2016. № 98(12). P. 1625-34.

17. Si H., Zeng Y., Zhong J., Zhou Z., Lu Y., Cheng J. et al. The effect of primary total knee arthroplasty on the incidence of falls and balance-related functions in patients with osteoarthritis. *Scientific Reports*. 2017. № 7(1).

Отримано/Received 05.01.2022

Рецензовано/Revised 14.01.2022

Прийнято до друку/Accepted 18.01.2022 ■

Information about authors

V. Fishchenko, National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine

Obeidat Khaled Jamal Saleh, National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine

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

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

V.O. Fishchenko¹, Obeidat Khaled Jamal Saleh¹, O.D. Karpinska²

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

Biomechanical justification of rehabilitation measures after total knee replacement

Abstract. Total knee replacement is a common orthopedic surgery that aims to improve the quality of life of a person with end-stage osteoarthritis by reducing pain and improving limb function. Restoration of full functionality of the knee joint after arthroplasty, especially in patients of working age, has been and remains the main task of rehabilitation. Objective: based on biomechanical approaches, to develop a set of rehabilitation exercises for restoring the functionality of the knee joint after its replacement and to evaluate the effectiveness of the proposed method. The main directions of preoperative physiotherapy are considered, as well as rehabilitation at different stages from the first week to one year after surgery. Based on previously obtained data from the examination of patients with gonarthrosis and biomechanical modeling, special

physical exercises at different stages of rehabilitation were substantiated, aimed at restoring the strength of muscles affected by degenerative osteoarthritis of the knee joint. The proposed rehabilitation includes a series of physical exercises to restore the strength and elasticity of the muscles and tendons of the feet, calves and thighs. It begins with simple actions to prepare muscles in bed or when sitting and ends with strength exercises using elastic bands, exercises with squats, walking on toes. The proposed rehabilitation measures significantly improve the state of patients after knee replacement surgery by restoring the functionality of the limb to perform daily exercises.

Keywords: osteoarthritis; total knee replacement; rehabilitation; exercises

Бодня О.І.

Одеський національний медичний університет, м. Одеса, Україна

Дистанційний навчальний процес в умовах пандемії

Резюме. В умовах пандемії вкрай важливо знати і розуміти точку зору студентів з питань дистанційного навчального процесу, проблеми, з якими вони стикаються, та враховувати їх пропозиції щодо покращення якості надання освітніх послуг. **Мета:** проаналізувати анонімне анкетування здобувачів вищої освіти та вивчити об'єктивне ставлення суб'єктів навчання до шляхів оптимізації дистанційної форми навчання і адаптації її в умовах пандемії. **Матеріали та методи.** На кафедрі травматології та ортопедії проведено рандомізоване дослідження серед студентів 5-го курсу медичних факультетів. В опитуванні взяли участь 85 студентів. Анкета містила запитання щодо предмету дискусії про ефективність дистанційного навчання під час карантину, пов'язану з рівнем і організацією дистанційного навчання вдома, наявність своєрідних переваг та недоліків, складнощів, що виникають у процесі вивчення дисциплін, та пропозиції щодо удосконалення заочного навчання. **Результати.** Після проведеного анкетування аналіз відповідей опитаних студентів засвідчив серед переваг дистанційної форми додатковий стимул до самоорганізації та високу мотивацію у здобутті знань (37,9 %), збільшення часу, вільного від занять (12,6 %), та матеріальну економію (4,3 %) через відсутність транспортних витрат для прибуття до клінічної бази. Складнощі при вивченні дисциплін у студентів (41,3 %) були пов'язані з недостатніми знаннями анатомії людини. Серед недоліків дистанційної форми навчання (59,8 %) респонденти вбачають брак спілкування з одногрупниками, відсутність безпосереднього контакту із хворими та надмірність навантаження (17,6 %). **Висновки.** Дистанційна форма навчання отримала схвальну оцінку. Деяка частина респондентів свідомо поклала відповідальність за труднощі дистанційного навчання на себе, вказавши на особисте недосконале прагнення у здобутті знань та досягненні результатів власної професійної підготовки. Кількісний розподіл отриманих відповідей (36,8 %) свідчить про необхідність удосконалення вже існуючих способів та постійного пошуку інноваційних форм роботи зі студентами для викладання навчальних дисциплін на кафедрі травматології та ортопедії в умовах пандемії.

Ключові слова: дистанційне навчання; якість освіти; анкетування; пандемія

Вступ

Дистанційний навчальний процес, як вимушена тимчасова форма освіти у вищих навчальних закладах (ВНЗ) України, передбачає здатність студента до самостійного використання сучасних технічно-освітніх технологій [1]. Предметом вивчення дисциплін, що викладаються на кафедрі травматології та ортопедії, є методи діагностики, лікування та реабілітації хворих з пошкодженнями опорно-рухового апарату. Ці дисципліни ґрунтуються на вивченні студентами таких фундаментальних дисциплін, як анатомія людини, фізіологія, радіологія та загальна хірургія, які інтегруються з дисциплінами з надання

екстреної медичної допомоги: хірургією, дитячою хірургією, нейрохірургією, анестезіологією та інтенсивною терапією [2].

Проблема розвитку основних напрямків очного циклу навчання займає значне місце в розробках з педагогіки. За умов розгляду питань розвитку вищої школи пріоритетним є підвищення якості підготовки майбутнього лікаря-спеціаліста. Тимчасовий перехід освітнього процесу до альтернативного режиму навчання через кризові обставини, пов'язані з пандемією, не повинен впливати на обсяг і якість засвоєння студентом спеціальних медичних знань і практичних навичок, що є одним з важливих факторів його підготовки [3].

Для здобувачів вищої освіти передбачений відкритий доступ через мережу Інтернет до матеріалів за темами циклів, викладених на сайті. Тому для кафедри важливо знати і розуміти точку зору студентів з питань дистанційної форми навчання, проблеми, з якими вони стикаються, та враховувати їх пропозиції щодо покращення якості надання освітніх послуг. Відгуки тих, хто навчається, — це корисна підстава для змін, їх необхідно обов'язково враховувати при розробці навчальних матеріалів та методів оцінки якості знань [4, 5].

Мета роботи: проаналізувати анонімне анкетування здобувачів вищої освіти та вивчити об'єктивне ставлення суб'єктів навчання до шляхів оптимізації дистанційної форми навчання і адаптації її в умовах пандемії.

Матеріали та методи

На кафедрі проведено рандомізоване дослідження серед студентів 5-го курсу медичних факультетів. Анкетування виконувалося після закінчення дистанційного навчання та складання диференційованого заліку за циклами «Травматологія та ортопедія» і «Військова хірургія», що дозволило отримати об'єктивні дані від суб'єктів навчання. В опитуванні взяли участь 85 студентів. Анкета містила запитання щодо предмету дискусії про ефективність дистанційного навчання під час карантину, пов'язану з рівнем і організацією дистанційного навчання вдома, наявність своєрідних переваг та недоліків, складнощів, що виникають у процесі вивчення дисциплін, та пропозиції щодо удосконалення заочного навчання.

Результати та обговорення

Найбільш інформаційним каналом для впровадження дистанційного навчання в Одеському НМедУ є інтернет-програма Teams Microsoft. Значною перевагою даної програми є можливість двостороннього зв'язку між студентами і викладачем у режимі реального часу. Перебуваючи на спільній конференції, студент водночас може зберігати власну автономність, вмикаючи або вимикаючи мікрофон та відеокамеру відповідно до обставин. Значно підвищує мотивацію студентів та позитивно впливає на процес навчання функція чату, де можна надсилати текстові повідомлення, ділитися файлами, а також опція демонстрації екрана, де викладач має змогу надати для спільного перегляду та пояснення навчальні фото- або відеоматеріали. Спілкування викладача зі студентом має міжособистісне обмеження та опосередкований характер, тобто передача та контроль знань відбуваються шляхом консультацій. Така взаємодія між викладачем та студентом дозволяє максимально коригувати процес самостійного навчання та активізувати творчі здібності студента. Таким чином, за рахунок наявності в умовах карантину розроблених на кафедрі відеоматеріалів для проведення лекцій та практичних занять здійснюється навчальний процес. На сайті кафедри розмі-

щені матеріали для самостійної підготовки студентів у вигляді озвучених мультимедійних презентацій лекцій, текстів клінічних лекцій, методичних розробок та тестових завдань, розроблених співробітниками кафедри, перелік обов'язкових запитань за темою практичного заняття для самоконтролю та диференційованого заліку.

Вважаємо, що у разі дистанційної форми навчання у ВНЗ основні напрямки оптимізації навчального процесу повинні відображати всі найбільш істотні сторони підготовки фахівця-медика, виражати основні його якості в конкретній формі, відповідати сучасному рівню розвитку науки, постійно вдосконалюватися залежно від темпу розвитку окремих наук, обсягу накопиченої інформації та знань. Здобувач вищої медичної освіти навіть в умовах карантину повинен працювати за покликанням, любити свою професію, бути ініціативним та сумлінним у накопичуванні медичної інформації та здатним до виховання вміння навчатися самостійно, а також мати високу моральність. Зазначені якості фахівця підлягають вихованню у студента протягом навчання в університеті всіма доступними способами, незважаючи на форму навчання. Запорукою ефективності дистанційної форми навчання є сукупність теоретичної, практичної та самостійної роботи студентів.

Загальна мета основних напрямків у підготовці здобувачів вищої освіти у сфері охорони здоров'я включає етапи і способи її реалізації. На першому етапі знайомство студента з основами травматології та ортопедії починається з III курсу під час вивчення загальної хірургії. Далі, на V курсі настає етап більш глибокого і послідовного вивчення, виникає необхідність викликати у студента інтерес до дисциплін, потреба показати особливе їх значення для охорони здоров'я в мирний і воєнний час. Що стосується способів реалізації етапів підготовки фахівців, то вони численні: лекції, практичні заняття, сучасні засоби надання тематичної інформації та самостійна робота. З усіх перерахованих заходів найбільше значення має самостійна робота студента. Людина, яка навчилася здобувати знання у студентські роки, буде постійно вдосконалювати їх у процесі своєї трудової діяльності.

Після проведеного анкетування результати анонімного опитування респондентів лікувального профілю були опрацьовані та проаналізовані. Аналіз відповідей опитаних студентів у цілому переконливо (61,4 %) засвідчив про дієвість розроблених методичних систем та достатній рівень адаптованості їх до умов заочного навчання. Серед переваг дистанційної форми студенти відмітили додатковий стимул до самоорганізації та високу мотивацію у здобутті знань (37,9 %), яка є необхідною умовою становлення висококваліфікованого спеціаліста. Помітна частка студентів констатує збільшення часу, вільного від занять (12,6 %), що дозволяє навчитися більше цінувати свій час та ефективно ним

розпоряджатися. Лише невелика частка опитаних (4,3 %) визнає у заочній формі навчання матеріальну економію через відсутність транспортних витрат для прибуття до клінічної бази.

Складнощі при вивченні дисципліни виникають у студентів (41,3 %) медичних факультетів у зв'язку з недостатніми знаннями анатомії людини, яка вивчалася ними на I курсі. Недоліками дистанційної форми навчання (59,8 %) вбачають брак спілкування з одногрупниками, відсутність особистого контакту як з викладачем, так і з хворими. Студенти поглиблюють теоретичні знання з дисциплін відповідно до навчальних робочих програм, але вони не мають можливості набутти практичних навичок безпосереднього обстеження хворих з клінічними ознаками травми і захворюваннями опорно-рухової системи, що дає змогу проводити диференційну діагностику і встановлювати клінічний діагноз, згідно з яким надавати першу допомогу та призначати оптимальне лікування. Далі, серед недоліків 17,6 % респондентів відзначили надмірність навантаження у разі, коли сам здобувач освіти не має достатньо розвинених навичок самостійної роботи та йому бракує знань з медичної термінології.

На сучасному етапі розвитку вищої медичної освіти навіть за умов очної форми навчання не завжди на клінічних базах кафедри є можливість показати і відпрацювати певні практичні навички, що є актуальним у навчальному процесі. Це обумовлено тим, що в деяких випадках студенти не мають можливості з точки зору деонтології вдосконалювати практичні навички та відпрацювати окремі медичні маніпуляції. Для вирішення цієї проблеми оптимальним є організація на базі ВНЗ центрів симуляційної медицини з суворим дотриманням протиепідемічних правил. Відповідно до постійно зростаючих вимог Всесвітньої організації охорони здоров'я, що пред'являються до рівня підготовки медичних кадрів, такий центр дозволяє за допомогою сучасних симуляторів вдосконалювати практичні навички у здобувачів вищої освіти шляхом використання інноваційних систем у процесі навчання, відповідно до світових стандартів.

Не менш важливим в оволодінні спеціальністю є також клінічне мислення, яке починає формуватися, коли студент приступає до вивчення клінічних дисциплін, і поглиблення та вдосконалення якого триває до закінчення його професійної діяльності. Для розвитку клінічного мислення не оцінене значення має робота біля ліжка хворого, участь в обходах і клінічних кафедральних розборах хворих, що вкрай обмежує саме ситуація, яка склалася через COVID-19. Виняткове значення для формування клінічного мислення також має наукова робота, долучати до якої слід якомога раніше, починаючи з участі у студентських наукових гуртках. Реалізація науково-дослідної роботи в умовах пандемії значно обмежена та, безумовно, залежить

від особистості викладача, його професійних якостей і вміння надати студенту можливість займатися наукою.

Висновки

1. Значна частина опитаних студентів усвідомлює епідеміологічну ситуацію та позитивно оцінює за багатьма якісними складовими організацію і забезпечення дистанційного навчально-методичного навчання в умовах карантину, що дозволяє зберегти здоров'я та життя суб'єктів освітнього процесу.

2. Дистанційна форма навчання отримала схвальну оцінку, окремі здобувачі вищої освіти із вдячністю відзначили підтримку своїх викладачів щодо нових можливостей опанування спеціальністю. Деяка частина респондентів свідомо поклала відповідальність за труднощі дистанційного навчання на себе, вказавши на особисте недосконале прагнення у здобутті знань та досягненні результатів власної професійної підготовки.

3. Пропозиції щодо оптимізації дистанційного навчання були пов'язані зі скороченням обсягу навантажень та підвищенням ролі викладача у процесі навчання. Кількісний розподіл отриманих відповідей (36,8 %) свідчить про необхідність удосконалення вже існуючих способів та постійного пошуку інноваційних форм роботи зі студентами для викладання навчальних дисциплін на кафедрі травматології та ортопедії в умовах пандемії.

Конфлікт інтересів. Автор заявляє про відсутність конфлікту інтересів та власної фінансової зацікавленості під час підготовки до друку даної статті.

Список літератури

1. Zimmerman J. *Coronavirus and the great online-learning experiment. Chronicle of Higher Education*. 2020. № 10. URL: <https://www.chronicle.com/article/Coronavirus&the-Great/248216>
2. Кучеренко В.М., Бондаренко В.В. *Екстрене дистанційне навчання в Україні*. Харків: Міська друкарня, 2020. С. 7-29.
3. Герасименко О.І., Полесова Т.Р., Герасименко В.В., Кухарева Н.С. *Дистанційне навчання у професійній підготовці майбутніх лікарів: pro et contra. Травма*. 2021. Т. 22. № 5. С. 38-40. DOI: 10.22141/1608-1706.5.22.2021.244466.
4. Chakrabarti S., Vidya B.M. *Perception of Students on Online Self-Assessment Tool in Anatomy During COVID-19 Crisis. Int. J. Science Annals*. 2020. № 3 (2). P. 16-22. DOI: 10.26697/ijsa.2020.2.3.
5. Єрошенко Г.А., Лисаченко О.Д., Климач Т.М. та ін. *Дистанційне навчання в умовах карантину очима студентів-медиків. Вісник проблем біології і медицини*. 2021. № 1 (159). С. 163-168. DOI: 10.29254/2077-4214-2021-1-159-163-168.

Отримано/Received 05.01.2022

Рецензовано/Revised 18.01.2022

Прийнято до друку/Accepted 25.01.2022 ■

A.I. Bodnya

Odesa National Medical University, Odesa, Ukraine

Distance learning process in the context of a pandemic

Abstract. In the context of a pandemic, it is extremely important to know and understand the point of view of students on the issues of the distance learning process, the problems they face, and take into account their suggestions for improving the quality of educational services. The study was aimed at analyzing the anonymous survey of applicants for higher education and studying the objective attitude of the subjects of education to the ways of optimizing distance learning and adapting it in a pandemic. **Materials and methods.** At the Department of Traumatology and Orthopedics, a randomized study was conducted among the fifth-year students of Medical faculties. Eighty-five students took part in the survey. The questionnaire contained questions on the subject of discussion about the effectiveness of distance learning during quarantine, related to the level and organization of distance learning at home, the presence of peculiar advantages and disadvantages, difficulties arising in the process of studying disciplines, and suggestions for improving distance learning. **Results.** After the survey, the analysis of the responses of the interviewed students showed, among the advantages of the distance form, an additional incentive to self-or-

ganization and high motivation in obtaining knowledge (37.9 %), an increase in free time from classes (12.6 %) and material savings (4.3 %) in the case of transportation costs for arriving at the clinical base. Difficulties in studying disciplines among students (41.3 %) were associated with insufficient knowledge of human anatomy. Among the disadvantages of distance learning (59.8 %), respondents consider the lack of communication with classmates, the lack of direct contact with patients, and excessive workload (17.6 %). **Conclusions.** The need for distance learning received an approving assessment. Some of the respondents deliberately blamed themselves for the difficulties of distance learning, pointing out the imperfection of the desire to gain knowledge, and personal results of their professional training. The quantitative distribution of the responses received (36.8 %) indicates the need to improve existing methods and constantly search for innovative forms of work with students to teach academic disciplines at the Department of Traumatology and Orthopedics in a pandemic.

Keywords: distance learning; quality of education; questionnaire; pandemic

Пішов з життя професор Василь Антонович Попов



З січня 2022 року пішов з життя колишній завідувач кафедри ортопедії і травматології № 2, декан хірургічного факультету (1992–2005) Національної медичної академії післядипломної освіти імені П.Л. Шупика, заслужений лікар України, доктор медичних наук, професор **Попов Василь Антонович**.

Співробітники НДІ травматології та ортопедії ДонНМУ, кафедри травматології, ортопедії та ХЕС ДонНМУ та редакція журналу «Травма» висловлюють співчуття рідним та друзям, колегам та учням Василя Антоновича та назавжди збережуть пам'ять про нього. Світла йому пам'ять! ■