

СПЕЦІАЛІЗОВАНИЙ РЕЦЕНЗОВАНИЙ НАУКОВО-ПРАКТИЧНИЙ ЖУРНАЛ



Том 25, № 3, 2024

Травма

www.mif-ua.com



Том 25, № 3, 2024

Травма

ЦЕНТР ЛІКУВАННЯ СКОЛІОЗУ



AKSAMED
КЛІНІКА СУЧАСНОЇ НЕВРОЛОГІЇ

(044) 390 0055
AKSAMED.UA

Ліцензія МОЗ України серія АГ №599054 від 21.11.2011 р.

САМОЛІКУВАННЯ МОЖЕ БУТИ ШКІДЛИВИМ ДЛЯ ВАШОГО ЗДОРОВ'Я

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 25, № 3, 2024

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

Volume 25, № 3, 2024

Включений в наукометричні і спеціалізовані бази даних

Scopus,

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



mif-ua.com



Open Journal System

Травма Trauma

Спеціалізований рецензований
науково-практичний журнал

Том 25, № 3, 2024

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

Передплатний індекс: 96022



Засновник журналу:
Донецький національний медичний
університет

Адреса редакції:

E-mail: medredactor.vdz@gmail.com
(Тема: До редакції журналу «Травма»)
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.vdz@gmail.com

З питань передплати

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

**З питань розміщення реклами
та інформації про лікарські засоби**

v_iliyna@ukr.net

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

Рекомендовано до друку та до поширення через мережу Інтернет вченою радою Донецького національного медичного університету, протокол № 4 від 25.07.2024 р.

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

Українською та англійською мовами

*Формат: 60×84/8. Ум. друк. арк. 7,44.
Тираж 8000 прим. Зам. 2024-trauma-122.*

Видавець Заславський О.Ю.
zaslavsky@i.ua

Свідоцтво суб'єкта видавничої справи
ДК № 2128 від 13.05.2005

Друк: ТОВ «Ландпрес»

Головний редактор

Климовицький Ф.В. (Лиман, Україна)

Заступник головного редактора

Тяжелов О.А. (Харків, Україна)

Відповідальний секретар

Гузовська М.Д. (Краматорськ, Україна)

Редакційна колегія

Бондаренко С.Є. (Харків, Україна),

Бур'янов О.А. (Київ, Україна),

Головач І.Ю. (Київ, Україна),

Зазірний І.М. (Київ, Україна),

Страфун С.С. (Київ, Україна),

Філіпенко В.А. (Харків, Україна),

Чернишова О.Є. (Краматорськ, Україна),

Hagen Schmal (Фрайбург-ім-Брайсгау,

Німеччина),

Robert Smigielski (Варшава, Польща),

Francesco Benazzo (Павія, Італія)

Редакційна рада

Анкін М.Л. (Київ, Україна),

Головаха М.Л. (Запоріжжя, Україна),

Гур'єв С.О. (Київ, Україна),

Климовицький Р.В. (Лиман, Україна),

Король С.О. (Київ, Україна),

Левицький А.Ф. (Київ, Україна),

Піонтковський В.К. (Рівне, Україна),

Сулима В.С. (Івано-Франківськ, Україна),

Сухін Ю.В. (Одеса, Україна),

Філь А.Ю. (Львів, Україна),

Ярмолюк Ю.О. (Київ, Україна)

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, 2024
© НДІ травматології та ортопедії Донецького національного медичного університету, 2024
© Заславський О.Ю., 2024

Травма

Travma

Specialized reviewed
practical scientific journal

Volume 25, № 3, 2024

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

Subscription index: 96022 (in Ukraine)



Founder:

**Donetsk National Medical
University**

Editorial office address:

E-mail: medredactor.vdz@gmail.com

(Subject: Editorial board of the «Trauma» Journal)

Tel.: +38 (067) 325-10-26

www.mif-ua.com, <https://trauma.zaslavsky.com.ua>

Correspondence addresses

Editorial office address

traumajournal@gmail.com

hurzufkonf@gmail.com

medredactor.vdz@gmail.com

Subscription department

info@mif-ua.com

tel. +38 (067) 325-10-26

**Advertising and Drug
Promotion Department**

v_iliyna@ukr.net

The journal is included in the list of scientific periodicals of Ukraine, which can publish the results of dissertations on competition of the scientific degrees of doctor and candidate of sciences. Order of the MES of Ukraine dated 26.11.2020 No. 1471. Category B

Recommended for publication and distribution over the Internet by the scientific council of the Donetsk National Medical University, protocol No. 4 dated 25.07.2024

Registration Certificate: KB № 15994-4466 P. Issued by the Ministry of Justice of Ukraine 02.11.2009

In Ukrainian and English

Folio: 60×84/8. Printer's sheet 7,44

Circulation 8000. Order 2024-trauma-122

Publisher Zaslavsky O.Yu.

zaslavsky@i.ua

Publishing entity certificate

ДК № 2128 dated 13.05.2005

Print: Landpress Ltd.

Editor-in-Chief

Klymovytsky Fedir (Lyman, Ukraine)

Deputy Editor-in-Chief

Tyazhelov Olexiy (Kharkiv, Ukraine)

Відповідальний секретар

Huzovska Maria (Kramatorsk, Ukraine)

Editorial Board

Bondarenko S.Y. (Kharkiv, Ukraine),

Burianov O.A. (Kyiv, Ukraine),

Golovach I.Yu. (Kyiv, Ukraine),

Zazirny I.M. (Kyiv, Ukraine),

Strafun S.S. (Kyiv, Ukraine),

Filipenko V.A. (Kharkiv, Ukraine),

Chernyshova O.Y. (Kramatorsk, Ukraine),

Hagen Schmal (Freiburg im Breisgau, Germany),

Robert Smigielski (Warszawa, Poland),

Francesco Benazzo (Pavia, Italia)

Editorial Council

Ankin M.L. (Kyiv, Ukraine),

Golovaha M.L. (Zaporizhzhia, Ukraine),

Guryev S.O. (Kyiv, Ukraine),

Klymovytsky R.V. (Lyman, Ukraine),

Korol S.O. (Kyiv, Ukraine),

Levitsky A.F. (Kyiv, Ukraine),

Piontkovsky V.K. (Rivne, Ukraine),

Sulyma V.S. (Ivano-Frankivsk, Ukraine),

Sukhin Y.V. (Odesa, Ukraine),

Fil A.Y. (Lviv, Ukraine),

Yarmoliuk Y.O. (Kyiv, Ukraine)

The editorial board not always shares the author's opinion. The author is responsible for the significance of the facts, proper names and other information used in the paper. No part of this publication, pictures or other materials may be reproduced or transmitted in any form or by any means without permission in writing form with reference to the original. All rights reserved.

© Donetsk National Medical University, 2024
© Research and Development Institute of Traumatology and Orthopedics of Donetsk National Medical University, 2024
© Zaslavsky O.Yu., 2024

Зміст

Оригінальні дослідження

- Бур'янов О.А., Чорний В.С., Базаров М.О.,
Могільницький А.О., Гуцайлюк В.І.,
Кусяк А.П., Гончар К.В.
Сучасні технології заміщення
дефектів хряща 4
- Строев М.Ю., Карпінська О.Д.
Оцінка результатів лікування переломів
великогомілкової кістки у пацієнтів
із зайвою вагою 13
- Бур'янов О.А., Вако Д.І.
Напруженість стресорних реакцій
у пацієнтів з остеоартрозом та супутньою
кардіальною патологією при операції
ендопротезування кульшового суглоба 21
- Бур'янов О.А., Кваша В.П., Науменко В.О.,
Карпінський М.Ю., Яресько О.В.
Дослідження напружено-деформованого
стану моделей плечової кістки
при надвиросткових уламкових переломах
у дітей та підлітків при різних варіантах
черезшкірної фіксації 27
- Корж М.О., Хмизов С.О., Кацалап Є.С.,
Карпінський М.Ю., Яресько О.В.
Дослідження напружено-деформованого
стану моделей різних варіантів остеосинтезу
кісток гомілки з діафізарними переломами
в середній третині у дітей з недосконалим
остеогенезом та незавершеним ростом.
Частина 2. Кручення 36
- Бур'янов О.А., Кваша В.П., Чекушин Д.А.,
Задніченко М.О., Карпінський М.Ю.,
Яресько О.В.
Напружено-деформований стан
надплечово-ключичного суглоба
при ушкодженні зв'язок ключично-
акроміального суглоба і різних
способах фіксації 42

Огляд

- Бур'янов О.А., Цапенко Г.С., Омельченко Т.М.
Хірургічна тактика при переломах
дистального відділу великогомілкової кістки.
Огляд літератури 53

Contents

Original Researches

- O.A. Buryanov, V.S. Chorny, M.O. Bazarov,
A.O. Mohilnytsky, V.I. Hutsailiuk,
A.P. Kusyak, K.V. Honchar
Modern technologies for replacement
of cartilage defects 4
- M.Yu. Stroeiev, O.D. Karpinska
Evaluating the results of treatment
for tibia fractures in overweight
patients 13
- O.A. Burianov, D.I. Vako
Tension of stress responses in patients
with osteoarthritis and concomitant
cardiac pathology during hip joint
replacement surgery 21
- O.A. Burianov, V.P. Kvasha, V.O. Naumenko,
M.Yu. Karpinsky, O.V. Yaresko
Study of the stress-strain state
of the humeral models in supracondylar
comminuted fractures
in children and adolescents with different
options of percutaneous fixation 27
- M.O. Korzh, S.O. Khmyzov, E.S. Katsalap,
M.Yu. Karpinsky, O.V. Yaresko
Study of the stress-strain state of models
of various options for osteosynthesis
of tibia bones with diaphyseal fractures
in the middle third in children with imperfect
osteogenesis and incomplete growth.
Part 2. Torsion 36
- O.A. Burianov, V.P. Kvasha, D.A. Chekushin,
M.O. Zadnichenko, M.Yu. Karpinsky,
O.V. Yaresko
Stress-strain state
of the suprahumeral-clavicular joint
with damage to the ligaments
of the clavicular-acromial joint
and various methods of fixation 42

Reviews

- O.A. Buryanov, H.S. Tsapenko, T.M. Omelchenko
Surgical tactics
for distal tibial fractures.
Literature review 53

O.A. Buryanov¹, V.S. Chorny¹, M.O. Bazarov¹, A.O. Mohilnytsky¹, V.I. Hutsailiuk¹,
A.P. Kusyak², K.V. Honchar¹

¹Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

²Chuiko Institute of Surface Chemistry of the National Academy of Sciences of Ukraine, Kyiv, Ukraine

Modern technologies for replacement of cartilage defects

Abstract. Background. The prevalence of joint diseases affecting cartilage tissue and all components of the joint due to trauma and degenerative-dystrophic conditions has notably risen in recent years. Despite an extensive body of research, addressing large bone and cartilage defects remains a significant clinical challenge. This reality underscores the imperative to innovate treatment methods and enhance existing approaches. In this review, we will examine and analyse contemporary materials and techniques for replacing cartilage defects, including hydrogels, nanofibers, 3D membranes, and BioCartilage. Additionally, it explores key aspects of orthobiology, specifically the utilisation of mesenchymal stem cells and exosomes. The article also considers instances of employing modern methods to replace cartilage defects in both experimental and clinical studies. The purpose was to investigate, analyse, and interpret data on the application of contemporary materials and methods for cartilage defect replacement as described in experimental, clinical, and review studies. **Materials and methods.** A comprehensive literature search was conducted using terms such as osteochondral defect, BioCartilage, nanofiber, allograft cartilage, mesenchymal stem cell, hydrogel, and nonwoven membranes. The search was conducted on the basis of Google Scholar, CrossRef, PubMed databases for the last 5 years. Logical analysis and evaluation were performed on the results of studies encompassing diverse modern technologies and principles for replacing cartilage tissue defects. **Results.** Microfracturing and tunneling are quite effective methods in replacing cartilage defects with cartilage-like regenerate. Their effectiveness reduces with increasing mechanical and axial loads on the formed regenerate. Experimental studies show that physical properties of hydrogel can be compared to native cartilage tissue. Moreover, hydrogel can be used as a matrix for the delivery of anti-inflammatory and some biological drugs. However, this method needs more specific clinical and experimental studies to be put into practice. The use of exosomes to replace osteochondral defects is a simple method, but rapid degradation limits its effectiveness. Combining exosomes with hydrogel or hyaluronic acid can solve these problems by prolonging their release and degradation, enhancing biological activity and biocompatibility. Bioprinting and nanofiber sponge (3D membrane) have reasonable theoretical and experimental value for replacing cartilage defects and require further clinical studies. Promising methods of cartilage tissue regeneration are the implantation of autologous chondrocytes, the use of ChondroFiller and BioCartilage. For a wider assessment of the results of using these treatment methods, longer clinical studies are needed. **Conclusions.** An analysis of more than 36 literature sources, including review, experimental, and clinical studies, reveals a structured summary of the latest research and developments in cartilage tissue defect repair. There is no universal technology for replacing cartilage defects that would be suitable for all patients. Therefore, this review highlights the advantages of different methods for cartilage defect repair adapted to specific clinical cases. Based on the analysis of literature data regarding the use of implant materials to correct cartilage defects in orthopaedics and traumatology, it can be concluded that the chosen direction of scientific research is relevant and significant. Additionally, certain aspects of the development of this issue can be outlined, and questions requiring further study and resolution can be identified.

Keywords: chondrocytes; cartilage; cartilage regeneration; exosomes; hydrogel; BioCartilage; ChondroFiller; nanospinges

Introduction

There are three forms of cartilage in the human body: hyaline or articular cartilage, fibro-elastic cartilage (meniscus), and elastic cartilage.

Hyaline (articular) cartilage is a robust and elastic type of connective tissue, composed of a uniform main substance rich in proteoglycans. This cartilage covers the articular surfaces of the epiphyses, enhancing congruence, providing improved cushioning, and reducing friction on articulated surfaces. In physiological conditions, the articular cartilage surface is smooth and moistened with synovial fluid, playing a crucial role in the physiological mobility of joints.

According to Alcaide-Ruggiero, the primary component in the extracellular matrix of cartilage for repair (as an example of hyaline cartilage) should be type II collagen (95 %), with the absence of type I collagen. Various methods exist for collagen visualisation, but histopathologic techniques are the most popular due to their cost-effectiveness and simplified sample preparation. Picrosirius red and toluidine blue are commonly used staining techniques. It is crucial to observe collagen's orientation in these stained sections using polarised light [1]. Immunohistochemical methods are also frequently employed to visualise the presence and location of specific collagen in cartilage [2].

Speaking about the relevance of this review, it is necessary to note a study that covered more than 30,000 arthroscopic operations. Approximately 60 % of patients had high-grade cartilage lesions, with more than 50 % of the cartilage surface being affected. Furthermore, these chondral defects lead to increased contact pressures on healthy neighbouring cartilage, potentially causing degenerative knee arthritis [3].

Researchers have outlined several criteria and concepts to optimise the creation of materials which aimed at cartilage regeneration [4–8]:

- biocompatibility. Given that most cartilage regeneration materials are intended for use in the articular cavity, elements capable of triggering immunological reactions and inflammation should be avoided;

- cell affinity. Facilitating cellular connection or embedding is crucial for cartilage regeneration, making the material conducive to cell interaction;

- tissue integration property. To prevent treatment failure resulting from component separation and enhance material integration into the tissue during regeneration, hydrogels and tissue must adhere seamlessly;

- feasibility. The practical advantages of sprayable and injectable hydrogels, especially in therapeutic contexts, make them desirable.

Currently, there is no universal technology for cartilage defect replacement suitable for all patients. The method chosen depends on the defect's size, localization, and involvement of the subchondral bone [9].

In addition to identified surgical methods like abrasive chondroplasty, mosaic chondroplasty, microfracturing, and tunneling, new, more contemporary methods and materials for treating cartilage defects are emerging [9–11]. Selecting the appropriate treatment strategy requires a thorough understanding of the advantages and disadvantages of these methods.

According to the declared keywords in the Google Scholar, CrossRef, PubMed databases with a search depth of 10 years, we found publications 36 of which (16 experimental, 12 clinical and 8 literature reviews) were included in the further analysis and discussion. This paper presents a systematic review of criteria for selecting literature sources on modern technologies for the replacement of cartilage defects over the past decade. Focusing on English-language sources and considering access type, this review aims to outline effective strategies for identifying relevant literature in this field. Key criteria are the inclusion of recent studies on cartilage regeneration, the use of advanced technologies such as exosomes and hydrogel, and innovations in BioCartilage and nanosponges.

Among these publications, 5 considered the use of hydrogel, 3 were about exosomes, 2 — nanofibers, 6 — 3D membranes, 4 — allotransplantation, 2 — ChondroFiller, 2 — BioCartilage, 2 — bioprinting and 2 about microfracturing in the surgical treatment of cartilage defects in joints.

This work was carried out as part of the scientific research work with the grant support of the Ministry of Health of Ukraine No. 0123U101089 “To develop and implement technologies for replacing bone defects in victims with combat limb injuries”.

Review

Until recently, the primary treatments for knee cartilage defects were lavage and articular surface debridement [12]. The introduction of arthroscopy popularised the notion of mechanically cleaning the joint of non-viable cartilage fragments and intra-articular bodies. In instances of complete joint cartilage degeneration, arthroscopic lavage and debridement proved ineffective. Instead, the proposal was to address the defect by introducing mesenchymal cells through techniques such as cartilage abrasion, tunneling, and microfracturing of the subchondral bone [12]. Despite various marrow stimulation strategies, some researchers concluded that the overall quality of cartilage regeneration was suboptimal and did not align with the characteristics of native hyaline cartilage on articular surfaces [4, 9, 12, 13].

Abrasive joint chondroplasty, performed during arthroscopic surgery, entails removing pathological, mobile cartilage areas causing conflicts in the joint, and contributing to the destruction and degeneration of articular cartilage. This procedure involves both the removal of the pathological area and the stabilisation of the cartilage edge, preventing further degradation [12].

Microfracturing is a surgical intervention that facilitates the restoration of articular cartilage by filling the defect zone with mesenchymal cells from the subchondral bone, resulting in the formation of fibrous cartilage. Seidl (2018) notes that one advantage of microfracturing is its arthroscopic feasibility [14]. Using a microfracture awl, the subchondral bone is pierced perpendicularly to the bone surface, starting from the lesion's edge and moving inward. Each microfracture hole typically has a depth of 2 to 4 mm and is spaced 3 to 4 mm apart. Sufficient spacing is crucial to prevent fracturing between penetrations. To facilitate the emergence of

bone marrow components from the subchondral holes, the irrigation pump pressure is eventually reduced [12].

Tunneling is a surgical intervention similar to microfracturing, utilising spokes instead of bone awls to create perforation holes. Following fracturing and tunneling, the defect site is filled with fibrocartilage, which may not be optimal for joints subjected to axial loads. While demonstrating positive short-term results, this approach can lead to long-term deterioration, particularly in joints with significant load bearing, though it may be less critical in joints with lower loads [14].

In a study by Wang (2018) involving 14 shoulders from 13 individuals, with an average follow-up of 10.2 ± 1.8 years, improvements were observed in patients' scores on the visual analog scale, the Simple Shoulder Test, and the American Shoulder and Elbow Surgeons score. These improvements were statistically significant in comparison to preoperative values, with no notable differences between short-term (mean 2.3 years) and long-term (mean 10.2 years) follow-up [36].

The above shows that microfracturing and tunneling are quite effective methods of replacing cartilage defects with cartilage-like regenerate. Effectiveness of these methods reduces with increasing mechanical and axial loads on the formed regenerate.

Hydrogels, three-dimensional hydrophilic polymer networks with a high water absorption capacity while maintaining structural integrity, exhibit features similar to cartilage. Various sources, including synthetic polymers like polyethylene glycol, polyvinyl alcohol (PVA), and polyacrylamide, have been employed to create hydrogels in tissue engineering. While hydrogels made from synthetic polymers offer high mechanical strength and reproducibility, challenges related to their biocompatibility remain underexplored. Notably, the physical and biological characteristics of hydrogels allow for their effective combination with other techniques [36].

In a study on the tribological properties of cartilage substitutes, Shi et al. conducted a thorough research experiment by combining graphene oxide (GO) with PVA hydrogels to create new hybrid hydrogels. To enhance the mechanical and tribological capabilities of prospective articular cartilage replacements, GO was incorporated into PVA. The compressive mechanical capabilities, creep resistance, and dynamic mechanical properties of PVA/GO hydrogels with varying GO contents were investigated. Frictional behaviour under stationary and migrating contact configurations during unidirectional and reciprocal sliding movements was also examined. The impacts of load, sliding speed, counterface diameter, and counterface material on the frictional coefficient of PVA/GO hydrogels were discussed. PVA/0.10wt%GO hydrogel show higher compressive modulus and creep resistance, but moderate friction coefficient. Like real articular cartilage, PVA/GO hydrogels' friction performance exhibits load, speed, and counterface diameter dependence. The experimental investigation conducted by Shi is very comprehensive, and it is very convincing that hydrogel is suitable for cartilage replacement [15].

In Oliveira's research, various techniques were employed to create crosslinked PVA hydrogels for cartilage replace-

ment, which, in addition to possessing adequate mechanical and tribological properties, could serve as delivery systems for locally administered anti-inflammatory drugs. Cast-drying hydrogels, after creation, underwent additional processes such as annealing, high hydrostatic pressure, and γ radiation, resulting in solid, impermeable structures. Annealing (especially at 150°C) and γ irradiation reduced the swelling capacity of hydrogel and increased its mechanical resistance to tensile loads. These improvements were attributed to increased hydrogel crystallinity and additional crosslinking induced by the procedures. These modifications had minimal impact on the wettability of the materials. A150 samples, in both tensile and compression tests, exhibited the highest values for elastic modulus, strength, and toughness, showing the most significant improvement in mechanical behaviour [16].

The A150 samples, selected for their superior performance, were loaded with anti-inflammatories, resulting in practically complete drug release within the first 24 hours. The addition of vitamin E further enhanced drug release profiles by creating hydrophobic barriers to drug diffusion. This study highlights that annealing PVA hydrogels at 150°C significantly improves their mechanical and tribological properties. Additionally, the secure local delivery of anti-inflammatory medications such as diclofenac can be achieved using these materials. Consequently, A150 gels offer new possibilities for load-bearing cartilage replacements with immediate post-surgery healing effects [16].

Arjmandi and colleagues conducted a comprehensive experimental study evaluating biphasic and biocompatible polyacrylamide-alginate hydrogels as potential candidates for load-bearing surfaces of joint implants. The study focused on the friction and wear behaviour of polyacrylamide-alginate interpenetrating network hydrogel under reciprocating sliding motion, considering varying parameters of load, speed, and lubrication. The results indicated that applied load and lubrication had a more significant impact on the wear rate of hydrogels compared to the speed parameter. Under bovine serum lubrication, hydrogel exhibited an average friction coefficient of 0.03, comparable to native cartilage tissue, revealing its robust wear properties [17].

The above experimental studies show that physical properties of hydrogel can be compared to native cartilage tissue. Moreover, hydrogel can be used as a matrix for the delivery of anti-inflammatory and some biological drugs. However, this method needs more specific clinical and experimental studies to be put into practice.

Exosomes. An article by Chen (2019) suggests that exosomes, extracellular vesicles with functions akin to their cell of origin, offer therapeutic potential without the immunogenicity and tumorigenicity concerns associated with mesenchymal stem cells (MSCs). While direct injection of exosomes into osteochondral defects is a straightforward method, rapid decomposition limits their efficacy. However, encapsulating exosomes with a hydrogel can address these limitations by prolonging their release and decomposition, enhancing biological activity and biocompatibility [9].

Exosomes exhibit potent therapeutic effects, and research by Chen (2018) demonstrated the effectiveness of injectable exosomes in small animal models with osteochondral defects. *In vitro* fluorescence imaging revealed rapid endocytosis of exosomes by chondrocytes within 24 hours, reaching maximal intensity at 12 hours. In mouse models receiving weekly exosome injections for 12 weeks, therapeutic effects were observed by the fourth week, indicating rapid consumption by native cells. The study concluded that chondrocyte-derived exosomes mimic the chondrogenic niche, promoting chondrogenesis and maintaining cartilage stability, along with anti-angiogenic properties contributing to a favourable cartilage-inducing niche [13].

In the other research, exosomes were mixed with hyaluronic acid (HA) solutions for functional cartilage repair. Three intra-articular injections of HA over a 12-week period promoted sustained cartilage repair. However, due to HA's rapid degradation *in vivo*, it may not be suitable for manufacturing cartilage implants in severe osteoarthritis cases [9].

To extend the therapeutic effect, Lui et al. (2017) developed a cell-free tissue patch for cartilage integration using exosomes derived from human-induced pluripotent stem cell-derived MSCs and co-crosslinked gelatin/HA. The patch exhibited excellent exosome retention, with only $\approx 10\%$ loss after 14 days of immersion in phosphate-buffered saline. Implantation of the tissue patch in a rabbit hind leg joint defect model promoted the migration of chondrocytes, fibroblasts, and blood cells into the scaffold, fully restoring the smooth surface and integration of cartilage. In contrast, directly injected exosomes could not achieve similar cartilage repair and regeneration [19].

By incorporating mitochondrial-related proteins in MSC exosome therapy, Chen (2019) demonstrates the potential to repair mitochondrial malfunction and oxidative stress damage in degenerative cartilage. The administration of MSC-derived exosomes corrected the imbalance in energy metabolism and facilitated cartilage repair. Through stereolithography, our 3D printed, radially oriented extracellular matrices (ECM)/methacrylated gelatin (GelMA)/exosome scaffolds were shown to successfully address cartilage mitochondrial dysfunction, enhance chondrocyte migration, and polarise the synovial macrophage response toward an M2 phenotype. Promising efficiency in repairing osteochondral defects was evidenced in a model of an osteochondral defect [18].

The use of exosomes to replace osteochondral defects is a simple method, but rapid degradation limits its effectiveness. Combining exosomes with hydrogel or hyaluronic acid can solve this problem by prolonging their release and degradation, enhancing biological activity and biocompatibility.

Bioprinting. In the realm of cartilage bioprinting, researchers explored various ECMs to establish an *in vitro* chondrocyte niche. Employing GelMA and methacrylated hyaluronic acid (HAMA) in a stereolithographic bioprinting method, both substances supported cartilage ECM development and the restoration of chondrocyte phenotype. As bioinks, GelMA and HAMA were utilised to create cartilage

models with varying chondrocyte densities. Over a 14-day culture period, the models maintained their shape, vitality, and uniform cell distribution. Chondrogenic differentiation, demonstrated by the deposition of type II collagen and the expression of COL2A1 and cartilage-typical proteoglycan genes, occurred after 14 days. High cell density printing (25×10^6 cells/mL) resulted in improved zonal segmentation typical of cartilage compared to lower cell density cultures (5×10^6 cells/mL). GelMA led to a greater expression of COL1A1, indicative of a more premature chondrocyte phenotype. Both GelMA and HAMA, depending on initial cell density and selection as bioinks, proved practical for *in vitro* cartilage printing with diverse differentiation patterns and ECM organisation [20].

Nanofibers. Poly-L-lactic acid (PLLA), a synthetic polymer composed of L-lactic acid monomers, is both biodegradable and biocompatible. Recognized for its piezoelectric properties, PLLA generates a small electric current during compression. Its application in medicine stems from its biostimulating properties and ability to stimulate collagen production.

Research by Liu (2022) proposes the use of a biodegradable piezoelectric PLLA nanofiber scaffold as a battery-free electrical stimulator to promote chondrogenesis and cartilage regeneration under applied force or joint strain. The scaffold produces a controllable piezoelectric charge, enhancing extracellular protein adsorption, facilitating cell migration or recruitment, inducing endogenous transforming growth factor β via the calcium signalling pathway, and boosting both *in vitro* and *in vivo* chondrogenesis and cartilage regeneration. Rabbits with critical-sized osteochondral defects treated with the piezoelectric scaffold and exercise displayed hyaline-cartilage regeneration and fully healed cartilage with abundant chondrocytes and type II collagen after 1–2 months of exercise (2–3 months post-surgery, including a recovery month before exercise). Conversely, rabbits treated with a non-piezoelectric scaffold and exercise exhibited unfilled defects and limited healing [10].

Various hybrid nanofiber scaffolds have also been employed, with poly(lactic-co-glycolic acid)/collagen scaffolds presenting optimal potential for chondrogenesis. Li et al. developed a PLLA/silk fibroin composite for cartilage tissue engineering, providing a favourable platform for chondrocyte attachment and development. Aligned nanofibrous scaffolds, mimicking the natural extracellular matrix, have demonstrated fibrochondrogenesis. Shafiee et al. illustrated the impact of aligned PLLA/polycaprolactone nanofibrous scaffolds, which, in contrast to randomly oriented scaffolds, exhibited bipolar extension along the fiber and significantly increased expression of chondrogenesis markers [21].

Sponge (3D membrane). Autologous chondrocyte implantation (ACI) is a method of cartilage regeneration that utilises an individual's own chondrocytes. These chondrocytes are harvested, expanded in the laboratory to increase their numbers, and then re-implanted (typically after around 4 weeks) into the damaged cartilage area using a specialized surgical technique.

According to a meta-analysis by Gou (2020), patients undergoing ACI may experience significant improvements

in their quality of life, pain relief, and ability to perform daily activities [22].

Matrix-induced autologous chondrocyte implantation (MACI) represents the third generation of ACI. Its main distinction lies in directly attaching the chondrocytes to a collagen membrane sourced from pigs, which is subsequently employed for implantation into the cartilage lesion. The US Food and Drug Administration (FDA) has granted authorization to MACI as the first autologous tissue-engineered scaffold in the United States. The FDA recommends MACI for the treatment of one or more symptomatic, full-thickness knee cartilage abnormalities in adults, regardless of bone involvement [23]. Both ACI and MACI are suggested for treating medium to large, deep, or full-thickness cartilage abnormalities, as per Hinckel (2018). Due to the procedures' expense and invasiveness, they are reserved as a last resort for cases where previous cartilage repairs have failed, and the abnormalities are less than 2 cm². It can be considered as a primary procedure for larger lesions due to reduced efficacy in treatments like microfracture or osteochondral autograft transfer. Contraindications include the presence of infections, recent inflammatory arthritis, serious medical comorbidities, and an inability to complete the demanding postoperative therapy. Relative contraindications include bipolar and uncontained lesions, which require specific procedures [24].

Jacob G. Calcei (2020) outlined that MACI is preferred in the patellofemoral joint, multifocal flaws, tibial defects, or as an alternative for large single femoral condyle defects. The use of MACI in other joints or for bipolar disorders is considered by the FDA an off-label indication. Contraindications encompass inflammatory arthritis, obesity with a body mass index exceeding 35, and established osteoarthritis with more than 50% narrowing of the joint space. As with any cartilage restoration procedure, it is crucial to address associated articular conditions such as ligamentous instability, mechanical axis misalignment, and meniscal insufficiency either simultaneously or sequentially. A robust osseous base with substantially intact subchondral bone is preferred for ACI, although the "sandwich" approach can be employed in larger osteochondral defects, successfully implanting autologous chondrocytes while also bone grafting the defect [25].

The third-generation ACI product, Novocart 3D (Aesculap Biologics, LLC, Breinigsville, PA), is currently in phase 3 clinical trials and has not yet received FDA approval in the United States. In contrast to MACI, which employs a type I/III porcine collagen matrix, Novocart 3D utilizes a biphasic scaffold membrane made of collagen and chondroitin sulphate. Additionally, Novocart 3D is anchored into the defect similarly to previous ACI generations, using tiny bioresorbable pins or absorbable sutures. In a case series by Zak et al., the authors reported a significant improvement in clinical outcome ratings and follow-up magnetic resonance imaging results at 2 years following surgery for the treatment of extensive focal chondral and osteochondral defects in the knee with Novocart 3D [25].

Comparatively, in the study by Brittberg (2018), MACI demonstrated better clinical outcomes compared to microfracture. Over the five-year follow-up, improvements in the

Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS) pain and function domains maintained. The advantage of MACI over microfracture in the co-primary outcome of KOOS pain and function remained clinically and statistically significant five years after therapy. Daily living activities continued to improve statistically significantly in MACI patients, with quality of life and other symptoms remaining higher, but losing statistical significance compared to the findings of the SUMMIT 2-year analysis. Despite both treatments showed improved defect filling in magnetic resonance imaging scans, no statistically significant differences were found between treatment groups [11].

This technique can be employed as the first line of surgical treatment for patients, especially after less surgically complex techniques such as microfracturing fail to lead to clinical improvement.

Müller (2018) conducted an interesting experiment involving 40 patients with knee cartilage abnormalities. Twenty patients received treatment with Novocart 3D as a first-line therapy, and 20 identical patients underwent autologous chondrocyte implantation as a second-line therapy. Matched pair analysis was carried out based on the number, position, and size of the corrected defects, gender, age, and body mass index. Group I, receiving Novocart 3D, showed significantly improved outcomes on the International Knee Documentation Committee (IKDC) and visual analog scale at 6, 12, 24, and 36 months compared to group II with second-line autologous chondrocyte implantation. Group I also demonstrated a decreased failure rate, with no revision surgeries required, while group II had a 30% failure rate. The study concluded that full-thickness cartilage abnormalities can be successfully treated using third-generation autologous chondrocyte implantation [26].

Furthermore, the proposed method has fewer complications compared to other generations of ACI. According to a study by Niethammer (2018), one major complication of ACI procedures, graft hypertrophy, was observed in 22 % of patients. The study found that graft maturation was complete after 2 years, and although post-ACI graft hypertrophy was observed, it did not result in a reduction in cartilage quality [27].

Implantation of autologous chondrocytes on various matrices is one of the promising methods of cartilage tissue regeneration. But now this method of treatment requires significant financial costs.

Osteochondral transplantation. Osteochondral transplantation is a procedure that involves replacing damaged cartilage and bone in the knee joint with healthy donor cartilage and bone.

Presently, the transplantation of mature healthy hyaline cartilage and the underlying subchondral bone using fresh-stored osteochondral allografts (OCAs) is a preferred approach when dealing with concurrent osseous pathology. This includes conditions like posttraumatic damage, subchondral cysts, avascular necrosis, osteochondritis dissecans, and cases of unsuccessful marrow stimulation or cell-based repair. OCAs are aneural, avascular, and considered immunoprivileged due to the protective matrix surrounding live chondrocytes from host immune surveillance [25].

One drawback is the limited availability of donor material. Schmidt's (2017) matched-pair study suggests that OCAs with extended storage up to 28 days do not negatively impact clinical outcomes. Extended storage of OCA tissue is considered safe and effective for treating extensive osteochondral lesions of the knee, producing similar clinical results and satisfaction to the transplantation of early release grafts [28].

Familiari's (2018) systematic review, comprising 19 studies and 1,036 patients, reported a mean 10-year survival rate of 78.7 % (range: 39.0–93.0 %), and a mean 5-year survival rate of 86.7 % (range: 64.1–100.0 %). At 15 years, the mean survival rate ranged from 55.8 to 84.0 %, and at 20 years, it was 67.5 % (range: 66.0–69.0 %). The weighted mean follow-up was 8.7 (range: 2–32) years, and the weighted mean patient age was 31.5 (range: 10–82) years [29]. While these outcomes are commendable, Thomas (2019) reported that 39 patients (63.9 %) were able to restore preoperative function, while 22 patients (36.1 %) were unable to do so due to chronic, rate-limiting knee discomfort after OCA [30].

Additionally, Cotter (2018) found that patients who underwent unicondylar, multiplug OCA using the snowman approach had worse clinical results, higher rates of reoperations, and more failures compared to those who underwent isolated single-graft transplantation [31].

ChondroFiller. ChondroFiller is a stable aqueous solution of collagen, presenting as an acellular matrix with the consistency of a solid gel. It serves as a protective covering for damaged cartilage, facilitating the migration of chondrocytes into the defect area.

In the treatment of damaged cartilage, ChondroFiller, derived from rat tail collagen, is utilised as a cell-free type I collagen implant. Particularly beneficial for patients with extensive full-thickness cartilage defects, ChondroFiller acts as a scaffold-free solution, allowing migrating cells from surrounding tissue to fill the defect. The primary objective is to provide a matrix structure in the cartilage defect, serving as a scaffold for chondrocyte migration, attachment, proliferation, and extracellular matrix synthesis [32]. Key advantages of ChondroFiller [32] include its suitability for a single-stage procedure, ease of storage and ready-to-use nature, straightforward injection process employing the needle and curette technique, and relatively low cost.

In the procedure described by Ulrich Schneider, the ChondroFiller implantation was carried out using a CO₂ gas medium. Collagen gel was injected into the defect using a cannula until the entire area was filled, as observed arthroscopically. The gelification process typically takes 3–5 minutes, indicated by a colour shift from translucent to white [33]. The ChondroFiller group treated 10 cartilage defects in the medial femoral condyle area, 3 defects in the articular surface of the tibia, 1 defect in the trochlea area, and 1 patellar defect. The mean IKDC values in the ChondroFiller group significantly increased from 43.3 ± 10.4 preoperatively to 60.6 ± 13.5 after three months and further to 72.1 ± 13.2 after six months ($p < 0.05$). This improvement persisted for a year during the follow-up [33].

BioCartilage. BioCartilage is a product designed for implantation over a microfractured defect, containing de-

hydrated, micronized allogeneic cartilage. Through the channels created by microfracture, MSCs in the subchondral bone can access the defect, filling a transplanted scaffold and playing a crucial role in promoting and stimulating chondrogenesis. When administered in conjunction with microfracture to address articular cartilage abnormalities, platelet-rich plasma demonstrates potentiation effects on chondral regeneration. Additionally, the development of hyaline-like tissue is enhanced when platelet-rich plasma is coupled with a collagen membrane or matrix near a microfractured area [34].

BioCartilage, an allogeneic cartilage supplement, contains type II collagen, proteoglycans, and various growth factors. The dried and micronized nature of BioCartilage serves as a scaffold that retains local MSCs and growth factors, potentially enhancing cartilage regeneration beyond the capabilities of MSCs and growth factors alone. The micronized matrix granules, with a consistent particle size range of 100 to 300 μm, provide a chondroconductive, biocompatible, and resorbable material. This characteristic improves handling and distribution into the defect while offering a larger surface area for *in vivo* MSC attachment [35].

In comparison to microfracture alone, the use of BioCartilage-assisted microfracture marrow stimulation appears to elicit a more concentrated healing response at the chondral damage site. The subsequent repair tissue closely mimics native hyaline cartilage [35].

Conclusions

The synthesis of over 36 literary sources, spanning reviews, experimental and clinical studies, forms the robust foundation of this comprehensive review. Delving into the latest research and developments in cartilage tissue repair, this work systematically structures and summarises the diverse methodologies employed. Through meticulous analysis, it delineates the advantages of distinct cartilage defect replacement methods, tailored to varying clinical contexts. Furthermore, this review elucidates the fundamental principles guiding cartilage regeneration, highlighting the essential criteria for attaining enduring results.

Various methods for cartilage defect replacement have been explored, each showing distinct levels of efficacy. While microfracturing and tunneling effectively replace cartilage defects initially, their efficacy is reduced under increased mechanical stress. Hydrogel exhibits promising physical properties akin to native cartilage tissue and can facilitate drug delivery, necessitating further specific clinical and experimental validation. Exosomes show efficacy in osteochondral defect replacement but degrade rapidly, suggesting adjunct use with hydrogel or hyaluronic acid. Bioprinting and nanofiber sponge present theoretical potential but require additional clinical validation. Autologous chondrocyte implantation, ChondroFiller, and BioCartilage demonstrate promising outcomes, yet comprehensive assessment demands longer clinical studies. While the FDA recommends MACI for full-thickness cartilage treatment, its cost-effectiveness warrants consideration, suggesting its use when alternative methods prove inadequate.

Contemporary methods for cartilage defect replacement have demonstrated positive clinical outcomes, proving their efficacy in addressing cartilage-related issues. These modern approaches offer a pragmatic and successful pathway towards cartilage repair.

In conclusion, the analytical scrutiny of literature pertaining to implant materials for correcting cartilage defects underscores the relevance and significance of ongoing scientific inquiry in orthopaedics and traumatology. This assessment also identifies key developmental trajectories and unresolved questions warranting further investigation.

References

- Alcaide-Ruggiero L., Molina-Hernández V., Granados M.M., Dominguez J.M. Main and Minor Types of Collagens in the Articular Cartilage: The Role of Collagens in Repair Tissue Evaluation in Chondral Defects. *International Journal of Molecular Sciences*. 2021;22(24):13329. doi: 10.3390/ijms222413329.
- Dominguez Pérez J.M., Fernández-Sarmiento J.A., Aguilar García D., Granados Machuca M.D.M., Morgaz Rodríguez J. et al. Cartilage regeneration using a novel autologous growth factors-based matrix for full-thickness defects in sheep. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2019;27(3):950-961. doi: 10.1007/s00167-018-5107-z.
- Moyad T.F. Cartilage Injuries in the Adult Knee: Evaluation and Management. *Cartilage*. 2011;2(3):226-236. doi: 10.1177/1947603510383973.
- Wei Wei, Ma Yuanzhu, Yao Xudong, Zhou Wenyan, Wang Xiaozhao et al. Advanced hydrogels for the repair of cartilage defects and regeneration. *Bioactive Materials*. 2021;6(4):998-1011. doi: 10.1016/j.bioactmat.2020.09.030.
- Feng Q., Li Q., Wen H., Chen J., Liang M. et al. Injection and self-assembly of bioinspired stem cell-laden gelatin/hyaluronic acid hybrid microgels promote cartilage repair in vivo. *Adv Funct Mater*. 2019;1906690. doi: 10.1002/adfm.201906690.
- Mellati A., Fan C.M., Tamayol A., Annabi N., Dai S. et al. Microengineered 3D cell-laden thermoresponsive hydrogels for mimicking cell morphology and orientation in cartilage tissue engineering. *Biotechnol Bioeng*. 2017;114:217-231. doi: 10.1002/bit.26061.
- Guo T., Noshin M., Baker H.B., Taskoy E., Meredith S.J. et al. 3D printed biofunctionalized scaffolds for microfracture repair of cartilage defects. *Biomaterials*. 2018;185:219-231. doi: 10.1016/j.biomaterials.2018.09.022.
- Sharma B., Fermanian S., Gibson M., Unterman S., Herzka D.A. et al. Human cartilage repair with a photoreactive adhesive-hydrogel composite. *Sci Transl Med*. 2013;5:167ra6. doi: 10.1126/scitranslmed.3004838.
- Ng C.Y., Chai J.Y., Foo J.B., Mohamad Yahaya N.H., Yang Y. et al. Potential of Exosomes as Cell-Free Therapy in Articular Cartilage Regeneration: A Review. *International Journal of Nanomedicine*. 2021;16:6749-6781. doi: 10.2147/IJN.S327059.
- Liu Y., Dzditor G., Le T.T., Vinikoor T., Morgan K. et al. Exercise-induced piezoelectric stimulation for cartilage regeneration in rabbits. *Science Translational Medicine*. 2022;14(627):eabi7282.
- Brittberg M., Recker D., Ilgenfritz J., Saris D.B.F., SUMMIT Extension Study Group. Matrix-Applied Characterized Autologous Cultured Chondrocytes Versus Microfracture: Five-Year Follow-up of a Prospective Randomized Trial. *The American Journal of Sports Medicine*. 2018;46(6):1343-1351. doi: 10.1177/0363546518756976.
- Kraeutler M.J., Aliberti G.M., Scillia A.J., McCarthy E.C., Mulcahey M.K. Microfracture Versus Drilling of Articular Cartilage Defects: A Systematic Review of the Basic Science Evidence. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*. 2020;8(8):2325967120945313.
- Chen Y., Xue K., Zhang X. et al. Exosomes derived from mature chondrocytes facilitate subcutaneous stable ectopic chondrogenesis of cartilage progenitor cells. *Stem Cell Res Ther*. 2018;9:318. doi: 10.1186/s13287-018-1047-2.
- Seidl A.J., Kraeutler M.J. Management of Articular Cartilage Defects in the Glenohumeral Joint. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2018;26(11):e230-e237. doi: 10.5435/JAAOS-D-17-00057.
- Shi Y., Xiong D., Li J. et al. Tribological Rehydration and Its Role on Frictional Behavior of PVA/GO Hydrogels for Cartilage Replacement Under Migrating and Stationary Contact Conditions. *Tribol Lett*. 2021;69:7. doi: 10.1007/s11249-020-01371-0.
- Oliveira A.S., Schweizer S., Nolasco P., Barahona I., Saraiva J. et al. Tough and Low Friction Polyvinyl Alcohol Hydrogels Loaded with Anti-inflammatories for Cartilage Replacement. *Lubricants*. 2020;8(3):36. doi: 10.3390/lubricants8030036.
- Arjmandi M., Ramezani M., Nand A., Neitzert T.R. Tribological Characterization of Polyacrylamide-Alginate Hybrid Hydrogels as a Potential Candidate for Cartilage Replacement. *Key Engineering Materials*. 2018;775:109-114. doi: 10.4028/www.scientific.net/kem.775.109.
- Chen P., Zheng L., Wang Y., Tao M., Xie Z. et al. Desktop-stereolithography 3D printing of a radially oriented extracellular matrix/mesenchymal stem cell exosome bioink for osteochondral defect regeneration. *Theranostics*. 2019;9(9):2439-2459. doi: 10.7150/thno.31017.
- Liu X., Yang Y., Li Y., Niu X., Zhao B. et al. Integration of stem cell-derived exosomes with in situ hydrogel glue as a promising tissue patch for articular cartilage regeneration. *Nanoscale*. 2017;9(13):4430-4438. doi: 10.1039/c7nr00352h.
- Lam T., Dehne T., Krüger J.P., Hondke S., Endres M. et al. Photopolymerizable gelatin and hyaluronic acid for stereolithographic 3D bioprinting of tissue-engineered cartilage. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B. Applied Biomaterials*. 2019;107(8):2649-2657. doi: 10.1002/jbm.b.34354.
- Ahmadian E., Eftekhari A., Janas D., Vahedi P. Nanofiber scaffolds based on extracellular matrix for articular cartilage engineering: a perspective. *Nanotheranostics*. 2023;7(1):61-69.
- Gou G.H., Tseng F.J., Wang S.H., Chen P.J., Shyu J.F. et al. Autologous Chondrocyte Implantation Versus Microfracture in the Knee: A Meta-analysis and Systematic Review. *Arthroscopy. The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 2020;36(1):289-303.
- MACI. U.S. Food & Drug Administration. Available from: <https://www.fda.gov/vaccines-blood-biologics/cellular-gene-therapy-products/maci-autologous-cultured-chondrocytes-porcine-collagen-membrane>.

24. Hinckel B.B., Gomoll A.H. *Patellofemoral Cartilage Restoration: Indications, Techniques, and Outcomes of Autologous Chondrocytes Implantation, Matrix-Induced Chondrocyte Implantation, and Particulated Juvenile Allograft Cartilage*. *The Journal of Knee Surgery*. 2018;31(3):212-226. doi: 10.1055/s-0037-1607294.
25. Calcei J.G., Ray T., Sherman S.L., Farr J. *Management of Large Focal Chondral and Osteochondral Defects in the Knee*. *The Journal of Knee Surgery*. 2020;33(12):1187-1200.
26. Müller P.E., Gallik D., Hammerschmid F., Baur-Melnyk A., Pietschmann M.F. et al. *Third-generation autologous chondrocyte implantation after failed bone marrow stimulation leads to inferior clinical results*. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2020;28(2):470-477. doi: 10.1007/s00167-019-05661-6.
27. Niethammer T.R., Loitzsch A., Horng A., Baur-Melnyk A., Bendiks M. et al. *Graft Hypertrophy After Third-Generation Autologous Chondrocyte Implantation Has No Correlation with Reduced Cartilage Quality: Matched-Pair Analysis Using T2-Weighted Mapping*. *The American Journal of Sports Medicine*. 2018;46(10):2414-2421. doi: 10.1177/0363546518784593.
28. Schmidt K.J., Tirico L.E., McCauley J.C., Bugbee W.D. *Fresh Osteochondral Allograft Transplantation: Is Graft Storage Time Associated with Clinical Outcomes and Graft Survivorship?* *The American Journal of Sports Medicine*. 2017;45(10):2260-2266. doi: 10.1177/0363546517704846.
29. Familiari F., Cinque M.E., Chahla J., Godin J.A., Olesen M.L. et al. *Clinical Outcomes and Failure Rates of Osteochondral Allograft Transplantation in the Knee: A Systematic Review*. *The American Journal of Sports Medicine*. 2018;46(14):3541-3549. doi: 10.1177/0363546517732531.
30. Thomas D., Shaw K.A., Waterman B.R. *Outcomes After Fresh Osteochondral Allograft Transplantation for Medium to Large Chondral Defects of the Knee*. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*. 2019;7(3):2325967119832299. doi: 10.1177/2325967119832299.
31. Cotter E.J., Hannon C.P., Christian D.R., Wang K.C., Lansdown D. et al. *Clinical Outcomes of Multifocal Osteochondral Allograft Transplantation of the Knee: An Analysis of Overlapping Grafts and Multifocal Lesions*. *The American Journal of Sports Medicine*. 2018;46(12):2884-2893. doi: 10.1177/0363546518793405.
32. Perez-Carro L., Mendoza Alejo P.R., Castaneda G.G., Solana G.M., Fernandez Divar J.A. et al. *Hip Chondral Defects: Arthroscopic Treatment with the Needle and Curette Technique and ChondroFiller*. *Arthroscopy Techniques*. 2021;10(7):e1669-e1675.
33. Schneider U. *Controlled, randomized multicenter study to compare compatibility and safety of ChondroFiller liquid (cell free 2-component collagen gel) with microfracturing of patients with focal cartilage defects of the knee joint*. *Edorium Journals*. doi: 10.5348/VNP05-2016-1-OA-1.
34. Abrams G.D., Mall N.A., Fortier L.A., Roller B.L., Cole B.J. *BioCartilage: Background and Operative Technique*. *Operative Techniques in Sports Medicine*. 2013;21(2):116-124. doi: 10.1053/j.otsm.2013.03.008.
35. Schallmo M.S., Marquez-Lara A., David Luo T., Rosas S., Stubbs A.J. *Arthroscopic Treatment of Hip Chondral Defect with Microfracture and Platelet-Rich Plasma-Infused Micronized Cartilage Allograft Augmentation*. *Arthrosc Tech*. 2018;7(4):e361-e365. doi: 10.1016/j.eats.2017.10.005.
36. Wang K.C., Frank R.M., Cotter E.J. et al. *Long-term Clinical Outcomes After Microfracture of the Glenohumeral Joint: Average 10-Year Follow-up*. *The American Journal of Sports Medicine*. 2018;46(4):786-794. doi: 10.1177/0363546517750627.

Received 02.04.2024

Revised 13.04.2024

Accepted 22.04.2024 ■

Information about authors

Oleksandr A. Buryanov, MD, DSc, PhD, Professor, Head of the Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: kaftraum@ukr.net; fax: +380 (44) 288-01-26; phone: +380 (67) 796-68-76; <https://orcid.org/0000-0002-2174-1882>

Volodymyr S. Chornyi, PhD in Medicine, Associate Professor, Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: oncoortoped@gmail.com; phone: +380 (96) 255-52-44; <https://orcid.org/0000-0002-3679-0783>

Murat O. Bazarov, Senior Laboratory Assistant, Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: bazarovmurat71@gmail.com; phone: +380 (96) 098-34-68; <https://orcid.org/0000-0002-3473-3267>

Andriy O. Mohilnytskyi, Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: kaftraum@ukr.net; phone: +380 (99) 444-95-10; <https://orcid.org/0000-0002-3973-0591>

Viktorii I. Hutsailiuk, Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: kaftraum@ukr.net; phone: +380 (98) 268-17-47; <https://orcid.org/0009-0001-6306-6918>

Andrii P. Kussyak, PhD in Chemical Sciences, Senior Research Fellow, Department of Nanomaterials, Chuiko Institute of Surface Chemistry of the National Academy of Sciences of Ukraine, Kyiv, Ukraine; e-mail: a_kussyak@ukr.net; <https://orcid.org/0000-0003-1005-5497>

Kateryna V. Honchar, Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: kaftraum@ukr.net; phone: +380 (68) 729-56-33; <https://orcid.org/0009-0003-3437-2195>

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.

Бур'янов О.А.¹, Чорний В.С.¹, Базаров М.О.¹, Могільницький А.О.¹, Гуцайлюк В.І.¹, Кусяк А.П.², Гончар К.В.¹

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

²Інститут хімії поверхні імені О.О. Чуйки НАН України, м. Київ, Україна

Сучасні технології заміщення дефектів хряща

Резюме. *Актуальність.* Останніми роками помітно зростає поширеність захворювань суглобів, що вражають хрящову тканину та всі компоненти суглоба внаслідок травм і дегене-

ративно-дистрофічних станів. Незважаючи на велику кількість досліджень, лікування великих кісткових і хрящових дефектів залишається серйозною клінічною проблемою. Це підкреслює

необхідність інноваційних методів лікування та вдосконалення існуючих підходів. У цьому огляді ми проаналізуємо сучасні матеріали й методики заміщення дефектів хряща, включаючи гідрогелі, нановолокна, 3D-мембрани та технологію BioCartilage. Крім того, досліджено ключові аспекти ортобіології, зокрема використання мезенхімальних стовбурових клітин та екзосом. У статті також наведено приклади застосування сучасних методів заміщення дефектів хряща в експериментальних і клінічних дослідженнях. **Мета** полягала у вивченні, аналізі та інтерпретації даних, що стосуються використання сучасних матеріалів і методів для заміщення дефектів хряща, як описано в експериментальних, клінічних та оглядових дослідженнях. **Матеріали та методи.** Був проведений комплексний пошук літератури з використанням таких термінів, як остеохондральний дефект, технологія BioCartilage, нановолокно, хрящ алотрансплантата, мезенхімальні стовбурові клітини, гідрогель і неткані мембрани. Пошук здійснено на основі баз даних Google Scholar, CrossRef, PubMed за останні 5 років. Проведено логічний аналіз і оцінку результатів досліджень, що охоплюють різноманітні сучасні технології та принципи заміщення дефектів хрящової тканини. **Результати.** Мікрофрактурування і тунелювання є досить ефективними методами заміщення дефектів хряща хрящоподібним регенератом. Їхня ефективність знижується при збільшенні механічних і осьових навантажень на сформований регенерат. В експериментальних дослідженнях показано, що за фізичними властивостями гідрогель можна порівняти з нативною хрящовою тканиною. Крім того, гідрогель можна використовувати як матрицю для доставки протизапальних і деяких біологічних препаратів. Однак цей метод потребує більш конкретних клінічних та експериментальних досліджень для впро-

вадження на практиці. Використання екзосом для заміщення остеохондральних дефектів є простим методом, але швидка деградація обмежує їхню ефективність. Поєднання екзосом із гідрогелем або гіалуриновою кислотою може вирішити ці проблеми шляхом подовження їхнього вивільнення та деградації, підвищення біологічної активності й біосумісності. Біодрук і губка з нановолокон (3D-мембрана) мають теоретичну та експериментальну цінність щодо заміщення дефектів хряща й потребують подальших клінічних досліджень. Перспективними методами регенерації хрящової тканини є імплантація аутологічних хондроцитів, використання технологій ChondroFiller і BioCartilage. Для ширшої оцінки результатів застосування цих методів лікування необхідні більш тривалі клінічні випробування. **Висновки.** Аналіз понад 36 літературних джерел, включаючи оглядові, експериментальні та клінічні дослідження, надає структуроване зведення останніх досягнень і розробок у відновленні дефектів хрящової тканини. Універсальної технології заміщення дефектів хряща, яка б підходила всім пацієнтам, не існує. Тому в цьому огляді висвітлюються переваги різних методів заміщення дефектів хряща, адаптованих до конкретних клінічних випадків. На основі аналізу літературних даних щодо використання імплантаційних матеріалів для корекції дефектів хрящової тканини в ортопедії та травматології можна дійти висновку про актуальність і значущість обраного напряму наукових досліджень. Крім того, можна окреслити деякі аспекти розвитку цієї проблематики й визначити питання, що потребують подальшого вивчення та вирішення.

Ключові слова: хондроцити; хрящ; регенерація хряща; екзосоми; гідрогель; технології ChondroFiller і BioCartilage; наногубки

Строев М.Ю.¹, Карпінська О.Д.²¹Харківський національний медичний університет, м. Харків, Україна²ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

Оцінка результатів лікування переломів великогомілкової кістки у пацієнтів із зайвою вагою

Резюме. Актуальність. Пошкодження кісток нижньої кінцівки є одним з найбільш тяжких пошкоджень опорно-рухової системи. Лікування переломів нижньої кінцівки ускладнюється у пацієнтів із зайвою вагою та ожирінням, у людей із захворюваннями кісток, системи кровообігу, цукровим діабетом та іншими хворобами віку та ваги. На сьогодні для лікування переломів кісток використовують чотири основних методи та їх модифікації — блокуючий інтрамедулярний остеосинтез (БІОС), накістковий остеосинтез пластинами (НКО), апарати зовнішньої фіксації (АЗФ) та гіпсові пов'язки. **Мета:** оцінити результати лікування пацієнтів з переломами великогомілкової кістки із зайвою вагою методами БІОС, НКО та АЗФ. **Матеріали та методи.** Проведено аналіз лікування 42 пацієнтів з переломами великогомілкової кістки віком від 21 до 71 року. У всіх пацієнтів відмічали зайву вагу. В середньому ІМТ становив $28,6 \pm 1,8$ з розкидом від 25,4 до 33,0. Пацієнтам для лікування перелому використовували БІОС — 27 (64,3 %), НКО — 9 (21,4 %) та АЗФ — 6 (14,3 %). Оцінку стану пацієнтів проводили до лікування, після операції та у терміни 1,5; 3,5; 6 та 12 міс. від початку лікування: оцінювали ступінь больового синдрому, дані опитувальника С.Д. Тумяна та системи оцінки віддалених результатів лікування, терміни відновлення функціональних можливостей пацієнта. **Результати.** До операції пацієнти оцінювали біль у пошкодженій кінцівці як сильний і дуже сильний (8–10 балів), після операції біль знизився, але лишився на середньому рівні. За даними аналізу, наявне статистично значуще ($p = 0,001$) зниження больового синдрому між періодами спостереження. Після операції з консолідації перелому пацієнти в групі БІОС раніше починають навантажувати кінцівку і на повну опору виходять на місяць раніше, ніж хворі інших груп. Оцінка результатів лікування пацієнтів за опитувальником С.Д. Тумяна показала, що тенденція до поліпшення зберігається впродовж всього терміну лікування у всіх хворих, але найкращі результати були в групі БІОС, у якій найвищий бал відзначено вже на 6-й місяць спостереження. Оцінка функціональних можливостей пацієнтів показала, що через 12 міс. пацієнти груп БІОС та НКО відмічали або відсутність болю (77,8 та 55,6 % відповідно), або помірний біль після тривалої ходьби (22,2 та 33,3 % відповідно), група АЗФ скаржилася на біль після тривалої ходьби. Через 12 міс. у групі БІОС кількість пацієнтів без кульгавості становила 74,1 %, у групі АЗФ пацієнти мали помірну і незначну кульгавість. **Висновки.** Проведений аналіз результатів лікування пацієнтів з переломами великогомілкової кістки методами блокуючого остеосинтезу, накісткового остеосинтезу та за допомогою апарата зовнішньої фіксації показав доцільність використання БІОС у пацієнтів із зайвою вагою. Це дає можливість почати рухову діяльність та доглядати за собою раніше, що важливо для таких пацієнтів.

Ключові слова: перелом великогомілкової кістки; зайва вага; блокуючий остеосинтез; накістковий остеосинтез; апарат зовнішньої фіксації

Вступ

Пошкодження кісток нижньої кінцівки є одним з найбільш тяжких пошкоджень опорно-рухової системи. Вони трапляються у 2 рази частіше, ніж переломи верхніх кінцівок, а при поєднаних травмах становлять від 62 до 90 % від усіх переломів. Різко збільшується частка ускладнень при травмах кісток нижніх кінцівок — від 40,6 % при простих переломах до 79 % при ускладнених та поєднаних травмах [1].

Лікування переломів нижньої кінцівки ускладнюється у пацієнтів із зайвою вагою та ожирінням, у людей із захворюваннями кісток, системи кровообігу, цукровим діабетом та іншими хворобами віку та ваги [2]. Останніми роками є тенденція до збільшення маси тіла у людей всіх вікових груп. У 2015 році загалом 107,7 мільйона дітей і 603,7 мільйона дорослих страждали на ожиріння [3]. Передбачається, що до 2030 року 57,8 % людей похилого віку будуть мати надлишкову вагу або ожиріння [4].

На сьогодні для лікування переломів кісток використовують чотири основних методи та їх модифікації — блокуючий інтрамедулярний остеосинтез (БІОС), накістковий остеосинтез пластинами (НКО), апарати зовнішньої фіксації (АЗФ) та гіпсові пов'язки [5].

Мета роботи: оцінити результати лікування пацієнтів з переломами великогомілкової кістки із зайвою вагою методами БІОС, НКО та АЗФ.

Матеріали та методи

Проведено аналіз лікування 42 пацієнтів з переломами великогомілкової кістки віком від 21 до 71 року. Серед пацієнтів переважали чоловіки — 29 (69,0 %), жінок було 13 (31,0 %). У всіх пацієнтів відмічали зайву вагу. У середньому ІМТ становив $28,6 \pm 1,8$ з розкидом від 25,4 до 33,0.

Пацієнтам для лікування перелому використовували БІОС — 27 (64,3 %), НКО — 9 (21,4 %) та АЗФ — 6 (14,3 %).

Оцінку стану пацієнтів проводили до лікування, після операції та у терміни 1,5; 3,5; 6 та 12 міс. від початку лікування.

Оцінку результатів лікування проводили за зміною ступеня больового синдрому, опитувальником з оцінки результатів лікування пацієнтів з ушкодженням кіс-

ток гомілки за С.Д. Тумяном [6] та системою оцінки віддалених результатів лікування, а також оцінювали терміни відновлення функціональних можливостей пацієнта.

Дані були оброблені статистично. Номінальні дані оцінювали методом спряжених таблиць з розрахунком критичного значення V Крамера та статистичної значущості за χ^2 -квдрат. Порівняння між групами проводили методом однофакторного дисперсійного аналізу. Порівняння між термінами спостереження проводили за допомогою загальної лінійної моделі для повторних вимірювань. Аналіз проводили в програмах MS Excel та IBM Statistics SPSS 26.0 [7].

Результати та обговорення

До операції пацієнти оцінювали біль у пошкодженій кінцівці як сильний і дуже сильний (8–10 балів), після операції біль знизився, але лишився на середньому рівні. На подальших етапах спостереження відмічається зниження болю до незначного або повної його відсутності (табл. 1).

Після травми больовий синдром у пацієнтів оцінювався як сильний — від 8 до 10 балів за ВАШ, після операції хворі відмічали його зниження у межах від 5 до 9 балів, різниці між видами консолідації перелому не виявлено ($p = 0,129$). Починаючи з терміну після операції 1,5 міс. спостерігається поступове зниження болю до майже повної його відсутності через рік, хоча деякі пацієнти відмічали слабкий біль. Через 1 рік після операції у пацієнтів у групі БІОС біль не перевищував 2 бали, а в середньому по групі становив $0,5 \pm 0,6$ бала, більше скаржилися на больовий синдром пацієнти групи НКО — $1,7 \pm 1,1$ бала і пацієнти групи АЗФ — $2,0 \pm 0,9$ бала, різниця статистично значуща ($p = 0,001$). Діаграма зміни больового синдрому наведена на рис. 1.

За даними статистичного аналізу (загальна лінійна модель), наявне статистично значуще зниження больового синдрому між періодами спостереження ($p = 0,001$), причому напрямом кривих зниження больового синдрому односпрямований і статистично близький ($p = 0,522$).

За даними, наведеними на діаграмі, можна бачити, що крива зниження болю в групі БІОС має більш прогресивний характер, ніж для груп НКО та АЗФ.

Таблиця 1. Зміна больового синдрому у пацієнтів у період спостереження

Група	Період спостереження					
	До операції	Після операції	Через 1,5 міс.	Через 3,5 міс.	Через 6 міс.	Через 12 міс.
БІОС	$9,0 \pm 0,9$ 8 ÷ 10	$6,9 \pm 0,9$ 5 ÷ 8	$3,7 \pm 1,3$ 2 ÷ 6	$2,7 \pm 1,2$ 1 ÷ 5	$1,2 \pm 1,1$ 0 ÷ 4	$0,5 \pm 0,6$ 0 ÷ 2
НКО	$9,7 \pm 0,5$ 9 ÷ 10	$7,4 \pm 0,5$ 7 ÷ 8	$4,3 \pm 0,9$ 3 ÷ 6	$3,6 \pm 1,6$ 1 ÷ 5	$2,7 \pm 1,4$ 0 ÷ 5	$1,7 \pm 1,1$ 0 ÷ 3
АЗФ	$9,8 \pm 0,4$ 9 ÷ 10	$7,5 \pm 0,8$ 7 ÷ 9	$4,7 \pm 1,4$ 3 ÷ 6	$4,2 \pm 1,5$ 3 ÷ 6	$2,7 \pm 1,2$ 1 ÷ 4	$2,0 \pm 0,9$ 1 ÷ 3
ANOVA	$F = 4,151$ $p = 0,023$	$F = 2,158$ $p = 0,129$	$F = 1,989$ $p = 0,151$	$F = 3,877$ $p = 0,029$	$F = 7,265$ $p = 0,002$	$F = 13,528$ $p = 0,001$

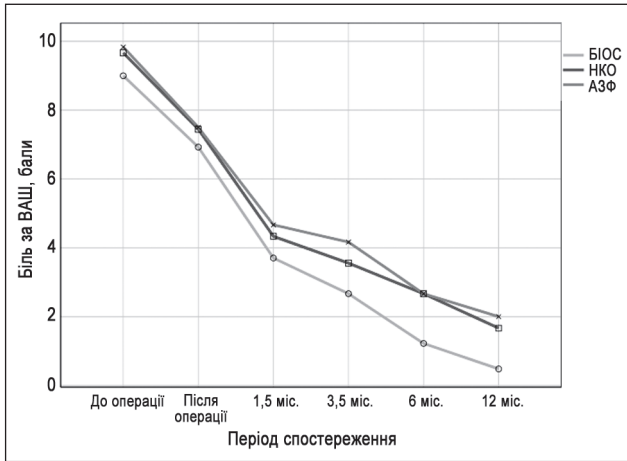


Рисунок 1. Діаграма зміни больового синдрому у пацієнтів

Через те, що пацієнти мали зайву вагу, що є ускладнюючим фактором у лікуванні переломів нижніх кінцівок, їм пропонували зниження маси тіла. У табл. 2 наведено зміни ІМТ пацієнтів упродовж спостереження.

За даними статистичного аналізу, не було виявлено значущої різниці в ІМТ у пацієнтів різних груп у жодному періоді ($p > 0,05$). Спостерігається незначне зниження ваги у пацієнтів через 1,5 міс. після операції, але у більшості вага повертається впродовж року. Хоча у пацієнтів групи БІОС помітно зниження ваги, але воно не досягає значущого рівня порівняно з іншими групами.

Після операції з консолідації перелому пацієнти груп БІОС та НКО починають сидіти в ліжку на 2-й день, пацієнти групи АЗФ — на 3-тю добу, що статистично значуще ($p = 0,004$), ніж в інших групах (табл. 3).

Пацієнти груп БІОС та НКО статистично значуще ($p = 0,001$) раніше встають на милиці (переважно на 3-тю добу) та починають пересуватися на милицях (переважно на 5-ту добу) ($p = 0,004$), ніж пацієнти з АЗФ (на 5–6-ту та 7-му добу відповідно).

Відновлення навантаження на ушкоджену кінцівку у пацієнтів відбувається на різних термінах. У табл. 4 наведені терміни, на яких пацієнти починали навантажувати кінцівку на 25, 50, 75 та 100 %.

Навантажувати ушкоджену кінцівку на 25 % раніше починали пацієнти групи БІОС та НКО — у середньому на $7,4 \pm 1,3$ та $7,8 \pm 1,9$ тиж. відповідно. Пацієнти групи АЗФ у середньому статистично значуще ($p = 0,002$) починали навантажувати кінцівку на $10,0 \pm 1,7$ тиж. Раннє навантаження кінцівки до 50 % у пацієнтів групи БІОС — $11,6 \pm 1,6$ тиж., що статистично значуще ($p = 0,001$) раніше, ніж у групах НКО та АЗФ ($13,8 \pm 1,9$ тиж. і $14,8 \pm 1,3$ тиж. відповідно). Аналогічна динаміка простежується до повного навантаження (100 %) на кінцівку. У середньому пацієнти групи НКО повністю навантажувати кінцівку починали на $22,1 \pm 3,7$ тиж., а групи АЗФ — на $23,8 \pm 1,7$ тиж.

За даними загальної лінійної моделі, для всіх груп хворих існує статично значуще ($p < 0,001$) поліпшення між термінами спостереження. Динаміку навантаження на ушкоджену кінцівку наведено на рис. 2.

Таблиця 2. Зміна ІМТ у пацієнтів упродовж спостереження

Група	Період спостереження				
	При надходженні	Через 1,5 міс.	Через 3,5 міс.	Через 6 міс.	Через 12 міс.
БИОС	$28,6 \pm 1,8$ 25,4 ÷ 32,0	$27,4 \pm 1,4$ 25,1 ÷ 29,7	$27,0 \pm 1,5$ 24,2 ÷ 29,5	$26,7 \pm 1,8$ 23,9 ÷ 30,8	$26,6 \pm 2,0$ 23,8 ÷ 31,4
НКО	$29,3 \pm 2,3$ 26,1 ÷ 33,0	$28,1 \pm 1,9$ 26,1 ÷ 31,1	$27,6 \pm 1,4$ 25,9 ÷ 30,5	$28,0 \pm 1,6$ 25,7 ÷ 31,4	$28,1 \pm 1,6$ 26,1 ÷ 31,5
АЗФ	$27,7 \pm 1,4$ 26,0 ÷ 29,4	$27,3 \pm 1,7$ 25,2 ÷ 28,9	$27,8 \pm 1,2$ 25,9 ÷ 29,2	$27,6 \pm 0,9$ 26,4 ÷ 28,7	$28,0 \pm 0,9$ 26,5 ÷ 28,9
ANOVA	$t = 1,348$ $p = 0,271$	$t = 0,858$ $p = 0,432$	$t = 1,032$ $p = 0,366$	$t = 2,267$ $p = 0,117$	$t = 3,225$ $p = 0,051$

Таблиця 3. Результати аналізу відновлення пацієнтів у ранній термін після операції

Група		Відновлення пацієнтів після операції, доба		
		Сидить у ліжку	Встає на милиці	Ходить з милицями
БИОС	Me Інтервал	2,0 1 ÷ 3	3,0 1 ÷ 5	5,0 2 ÷ 7
НКО	Me Інтервал	2,0 1 ÷ 4	3,0 3 ÷ 7	5,0 4 ÷ 10
АЗФ	Me Інтервал	3,0 2 ÷ 4	5,5 2 ÷ 7	7,0 4 ÷ 9
ANOVA		$F = 6,338$ $p = 0,004$	$F = 7,854$ $p = 0,001$	$F = 6,259$ $p = 0,004$

Таблиця 4. Терміни навантаження uszkodженої кінцівки, тижні

Група	Навантаження			
	25 %	50 %	75 %	100 %
БІОС	7,4 ± 1,3 4 ÷ 11	11,6 ± 1,6 8 ÷ 16	15,7 ± 1,7 12 ÷ 19	19,2 ± 1,9 14 ÷ 22
НКО	7,8 ± 1,9 5 ÷ 10	13,8 ± 1,9 10 ÷ 16	18,4 ± 3,2 13 ÷ 23	22,1 ± 3,7 15 ÷ 27
АЗФ	10,0 ± 1,7 8 ÷ 12	14,8 ± 1,3 14 ÷ 17	19,33 ± 0,50 19 ÷ 20	23,8 ± 1,7 22 ÷ 27
ANOVA	F = 7,159 p = 0,002	F = 13,183 p = 0,001	F = 11,293 p = 0,001	F = 12,126 p = 0,001

На діаграмі показано, що в групі БІОС пацієнти раніше починають навантажувати кінцівку і на повну опору виходять на місяць раніше, ніж хворі інших груп.

Була проведена оцінка результатів лікування пацієнтів за опитувальником С.Д. Тумяна (табл. 5). Оцінку стану починали проводити через 1,5 місяця після початку лікування.

Як було визначено за результатами статистичного аналізу, вже через 1,5 місяця після початку лікування у пацієнтів групи БІОС були статистично значуще ($p = 0,001$) кращі результати ($9,5 \pm 1,3$ бала), ніж в групах НКО ($7,4 \pm 2,1$ бала) та АЗФ ($7,7 \pm 1,0$ бала).

Тенденція до поліпшення зберігається впродовж всього терміну лікування. Вже через 3,5 міс. після операції пацієнти групи БІОС у середньому оцінювали результат у $10,0 \pm 1,2$ бала, на відміну від груп НКО — $8,8 \pm 2,0$ бала та АЗФ — $8,5 \pm 0,8$ бала. Тільки через 6 міс. у пацієнтів групи НКО середні результати наблизились до результатів на 3,5 міс. групи БІОС і становили $10,4 \pm 1,6$ бала, у групі БІОС результати поліпшилися до $11,7 \pm 0,8$ бала, у групі АЗФ середній бал був $9,8 \pm 1,0$. Через 12 міс. результати поліпшилися у всіх групах, але в групі БІОС вони були кращими. Динаміка результатів лікування наведена на рис. 3.

Була проведена оцінка функціональних можливостей пацієнтів починаючи з 1,5 місяця після операції і впродовж спостереження до 1 року. Результати наведені в табл. 6.

Через 1,5 міс. після початку лікування не було виявлено значущої різниці ($p = 0,805$) між групами пацієнтів

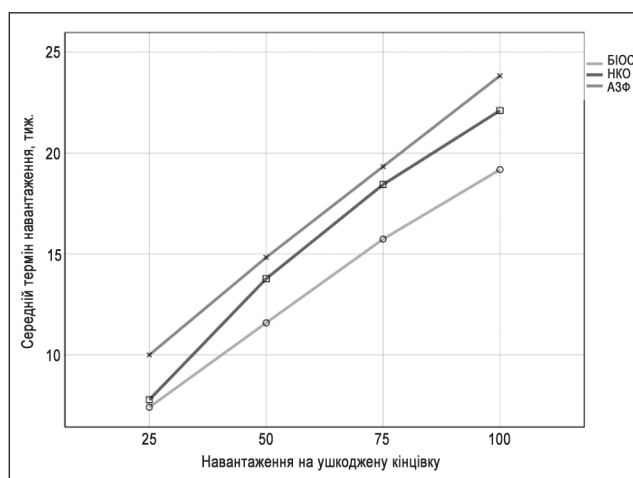


Рисунок 2. Динаміка відновлення навантаження на uszkodжену кінцівку

ентів щодо наявності болю при ходьбі. Це пов'язано з тим, що на цей час більшість пацієнтів пересувається на милицях і обмежені у пересуванні. Через 3,5 міс. більшість хворих групи БІОС відмічали наявність болю після тривалої ходьби (13 (48,1 %)), а в групі НКО переважна кількість пацієнтів (5 (55,6 %)) відмічали біль після помірної прогулянки. У групі АЗФ 5 (83,3 %) пацієнтів відмічали біль після звичайної ходьби. Через 6 міс. більшість пацієнтів груп БІОС (17 (63,0 %)) та НКО (4 (44,4 %)) не скаржилися на біль, хоча деякі відмічали дискомфорт після тривалої ходь-

Таблиця 5. Оцінка результатів лікування пацієнтів з uszkodженням кісток гомілки за опитувальником С.Д. Тумяна

Група	Період спостереження			
	Через 1,5 міс.	Через 3,5 міс.	Через 6 міс.	Через 12 міс.
БІОС	9,5 ± 1,3 5 ÷ 11	10,0 ± 1,2 6 ÷ 12	11,7 ± 0,8 9 ÷ 12	11,9 ± 0,5 10 ÷ 12
НКО	7,4 ± 2,1 5 ÷ 10	8,8 ± 2,0 5 ÷ 12	10,4 ± 1,6 8 ÷ 12	10,9 ± 1,4 8 ÷ 12
АЗФ	7,7 ± 1,0 6 ÷ 9	8,5 ± 0,8 8 ÷ 10	9,8 ± 1,0 8 ÷ 11	10,3 ± 0,5 10 ÷ 11
ANOVA	F = 8,714 p = 0,001	F = 4,978 p = 0,012	F = 10,491 p = 0,001	F = 13,213 p = 0,001

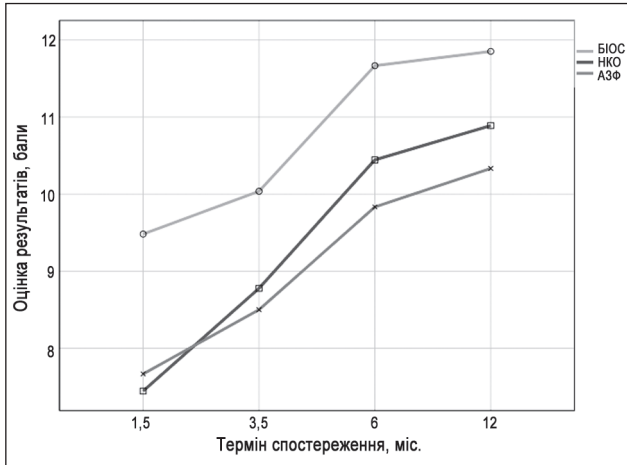


Рисунок 3. Динаміка оцінки результатів лікування пацієнтів за опитувальником С.Д. Тумяна

би. У групі АЗФ усі хворі відзначали помірний біль після тривалої ходьби.

Через 1 рік пацієнти груп БІОС та НКО відмічали або відсутність болю (77,8 та 55,6 % відповідно), або помірний біль після тривалої ходьби (22,2 та 33,3 % відповідно). Пацієнти групи АЗФ відмічали біль після тривалої ходьби. На всіх етапах спостереження результати в групах статистично значущо відрізнялися. Найгірші результати відмічали в групі АЗФ.

Результати оцінки обсягу рухів у суглобах наведено в табл. 7.

Через 1,5 міс. після операції пацієнти груп БІОС і НКО відмічали переважно помірне обмеження рухів (20 (74,1 %) та 6 (66,7 %) відповідно), у групі АЗФ 5 (83,3 %) хворих відмічали виражене обмеження рухів, що обумовлено носінням зовнішньої конструкції.

Через 3,5 міс. у групі БІОС збільшилась кількість пацієнтів без обмеження рухів — 15 (55,6 %), у групі НКО пацієнти переважно відмічали помірне обмеження — 7 (77,8 %), вираженого обмеження рухливості не спостерігали. У групі АЗФ більшість хворих мали виражене обмеження рухливості суглобів.

Через 6 міс. переважна кількість пацієнтів групи БІОС (24 (88,9 %)) та НКО (6 (66,7 %)) не мали обмежень у суглобах, у групі АЗФ 5 (83,3 %) хворих мали помірне обмеження рухів у суглобах. Через 1 рік стан суглобів у пацієнтів порівняно з попереднім періодом не змінився. На всіх етапах спостереження різниця між групами була статистично значущою, найгірші результати показала група АЗФ.

Результати оцінки ходьби пацієнтів у віддалений період наведено в табл. 8.

У перші 1,5 міс. після травми практично всі пацієнти пересувалися за допомогою милиць, крім 1 пацієнта з групи БІОС, який почав користуватися тростиною. Через 6 місяців пацієнти груп НКО та АЗФ продовжували використовувати милиці, у групі БІОС 7 (25,9 %) хворих перейшли на використання трости. У ці терміни спостереження різниці між групами не спостерігалося.

На 6-му міс. 17 (63,0 %) пацієнтів групи БІОС і 3 (33,3 %) групи НКО ходили вільно, інші користувалися тростиною. У групі АЗФ пацієнти порівну користувалися тростиною і милицями.

Через 12 місяців переважна кількість пацієнтів групи БІОС — 25 (92,6 %) ходили без додаткової опори, у групі НКО таких було лише 6 (66,7 %), і тільки 1 пацієнт з групи АЗФ. Милицями через рік пацієнти не користувалися. У терміни спостереження 6 та 12 міс. різниця між групами була статистично значущою, гірші результати були в групі АЗФ.

Таблиця 6. Оцінка больового синдрому в проєкції перелому у пацієнтів у різні періоди спостереження, n (%)

Термін	Група	Не турбує	Незначний після тривалої ходьби	Помірний після тривалої ходьби	Помірний після звичайної ходьби	Стат. значущість різниці (VKr, p)
1,5 міс.	БІОС	1 (3,7)	3 (11,1)	6 (22,2)	17 (63,0)	VKr = 0,190 p = 0,805
	НКО		3 (33,3)	6 (66,7)		
	АЗФ		1 (16,7)	5 (83,3)		
3,5 міс.	БІОС	2 (7,4)	13 (48,1)	9 (33,3)	3 (11,1)	VKr = 0,454 p = 0,008
	НКО		2 (22,2)	5 (55,6)	2 (22,2)	
	АЗФ			1 (16,7)	5 (83,3)	
6 міс.	БІОС	17 (63,0)	7 (25,9)	3 (11,1)		VKr = 0,496 p = 0,001
	НКО	4 (44,4)	3 (33,3)	2 (22,2)		
	АЗФ			6 (100,0)		
12 міс.	БІОС	21 (77,8)	6 (22,2)			VKr = 0,478 p = 0,001
	НКО	5 (55,6)	3 (33,3)	1 (11,1)		
	АЗФ		3 (50,0)	3 (50,0)		

Таблиця 7. Оцінка обсягу рухів у пацієнтів у різні періоди спостереження, n (%)

Термін	Група	Не обмежені	Помірно обмежені	Виразено обмежені	Стат. значущість різниці (VKp, p)
1,5 міс.	БІОС	4 (14,8)	20 (74,1)	3 (11,1)	VKr = 0,419 p = 0,005
	НКО		6 (66,7)	3 (33,3)	
	АЗФ		1 (16,7)	5 (83,3)	
3,5 міс.	БІОС	15 (55,6)	10 (37,0)	2 (7,4)	VKr = 0,570 p = 0,001
	НКО	2 (22,2)	7 (77,8)		
	АЗФ		1 (16,7)	5 (83,3)	
6 міс.	БІОС	24 (88,9)	3 (11,1)		VKr = 0,568 p = 0,001
	НКО	6 (66,7)	3 (33,3)		
	АЗФ	1 (16,7)	5 (83,3)		
12 міс.	БІОС	25 (92,6)	2 (7,4)		VKr = 0,516 p = 0,004
	НКО	6 (66,7)	3 (33,3)		
	АЗФ	2 (33,3)	4 (66,7)		

Таблиця 8. Оцінка ходьби у пацієнтів у різні періоди спостереження, n (%)

Термін	Група	Вільно	З тростиною	З милицями	Стат. значущість різниці (VKp, p)
1,5 міс.	БІОС		1 (3,7)	26 (96,3)	VKr = 0,116 p = 0,752
	НКО			9 (100,0)	
	АЗФ			6 (100,0)	
3,5 міс.	БІОС		7 (25,9)	20 (74,1)	VKr = 0,249 p = 0,271
	НКО		1 (11,1)	8 (88,9)	
	АЗФ			6 (100,0)	
6 міс.	БІОС	17 (63,0)	10 (37,0)		VKr = 0,464 p = 0,001
	НКО	3 (33,3)	5 (55,6)	1 (11,1)	
	АЗФ		3 (50,0)	3 (50,0)	
12 міс.	БІОС	25 (92,6)	2 (7,4)		VKr = 0,621 p = 0,000
	НКО	6 (66,7)	3 (33,3)		
	АЗФ	1 (16,7)	5 (83,3)		

Таблиця 9. Оцінка кульгавості у пацієнтів у різні періоди спостереження, n (%)

Термін	Група	Виразена	Помірна	Незначна	Немає кульгавості	Стат. значущість різниці (VKp, p)
1,5 міс.	БІОС	5 (18,5)	21 (77,8)	1 (3,7)		VKr = 0,472 p = 0,001
	НКО	6 (66,7)	2 (22,2)	1 (11,1)		
	АЗФ	6 (100,0)				
3,5 міс.	БІОС	2 (7,4)	16 (59,3)	7 (25,9)	2 (7,4)	VKr = 0,486 p = 0,003
	НКО	1 (11,1)	6 (66,7)	2 (22,2)		
	АЗФ	5 (83,3)	1 (16,7)			
6 міс.	БІОС		3 (11,1)	7 (25,9)	17 (63,0)	VKr = 0,460 p = 0,007
	НКО		3 (33,3)	3 (33,3)	3 (33,3)	
	АЗФ	1 (16,7)	4 (66,7)	1 (16,7)		
12 міс.	БІОС		2 (7,4)	5 (18,5)	20 (74,1)	VKr = 0,406 p = 0,008
	НКО		3 (33,3)	3 (33,3)	3 (33,3)	
	АЗФ		3 (50,0)	3 (50,0)		

Таблиця 10. Оцінка спроможності догляду за собою у пацієнтів у різних періодах спостереження, n (%)

Термін	Група	Утруднений	Не утруднений	Стат. значущість різниці (VKr, p)
1,5 міс.	БІОС	20 (74,1)	7 (25,9)	VKr = 0,249 p = 0,271
	НКО	8 (88,9)	1 (11,1)	
	АЗФ	6 (100,0)		
3,5 міс.	БІОС	8 (29,6)	19 (70,4)	VKr = 0,495 p = 0,006
	НКО	5 (55,6)	4 (44,4)	
	АЗФ	6 (100,0)		
6 міс.	БІОС	1 (3,7)	26 (96,3)	VKr = 0,116 p = 0,752
	НКО		9 (100,0)	
	АЗФ		6 (100,0)	
12 міс.	БІОС	1 (3,7)	26 (96,3)	VKr = 0,116 p = 0,752
	НКО		9 (100,0)	
	АЗФ		6 (100,0)	

Результати оцінки кульгавості при ходьбі наведені в табл. 9.

Через 1,5 міс. після початку лікування (операції) всі пацієнти мали кульгавість різного ступеня вираженості. У групі БІОС переважна кількість хворих — 21 (77,8 %) — мала помірну кульгавість, а 5 (18,5 %) — виражену. Водночас у групі НКО виражену кульгавість мали 6 (66,7 %) пацієнтів, помірну — 2 (22,2 %). Усі пацієнти групи АЗФ мали виражену кульгавість.

На 3,5 міс. спостереження в групі БІОС збільшилась кількість пацієнтів з незначною кульгавістю — 7 (25,9 %), помірну кульгавість мали 16 (59,3 %), 2 (7,4 %) залишилися з вираженою кульгавістю, а 2 (7,4 %) — не мали кульгавості. У групі НКО переважна кількість хворих — 6 (66,7 %) мали помірну кульгавість. У групі АЗФ 5 (83,3 %) хворих залишалися з вираженою кульгавістю.

На 6-му місяці в групі БІОС вільно ходили 17 (63,0 %). У групі НКО таких пацієнтів було 3 (33,3 %), інші мали кульгавість помірного та вираженого ступеня. У групі АЗФ пацієнти продовжували пересуватися з кульгавістю.

Через 12 міс. у групі БІОС кількість пацієнтів без кульгавості збільшилась до 20 (74,1 %), інші мали незначну (5 (18,5 %)) або помірну (2 (7,4 %)) кульгавість. У групі НКО ситуація з кульгавістю пацієнтів не змінилась порівняно з терміном 6 місяців. У групі АЗФ пацієнти мали помірну і незначну кульгавість.

На всіх етапах спостереження знайдена статистично значуща різниця між групами. Найгірші результати виявилися в групі АЗФ.

Результати оцінки спроможності доглядати за собою наведені в табл. 10.

Через 1,5 міс. після початку лікування переважна кількість хворих мали труднощі у догляді за собою.

У групі БІОС таких було 20 (74,1 %), у групі НКО — 8 (88,9 %), АЗФ — 6 (100 %). Різниця між групами не знайдено (p = 0,271).

Через 3,5 міс. у групі БІОС 19 (70,4 %) хворих мали можливість доглядати за собою, у групі НКО таких пацієнтів було 4 (44,4 %). У групі АЗФ пацієнти не могли повноцінно доглядати за собою. Різниця між групами статистично значуща (p = 0,006).

Через 6 міс. усі пацієнти не мали труднощів у самообслуговуванні, крім 1 пацієнта з групи БІОС (труднощі пов'язані з віком). Така ж ситуація збереглася на 12-й місяць спостереження.

Висновки

Проведений аналіз результатів лікування пацієнтів з переломами великогомілкової кістки методами блокуючого остеосинтезу, накісткового остеосинтезу та за допомогою апарата зовнішньої фіксації показав доцільність використання БІОС у пацієнтів із зайвою вагою. Це дає можливість почати рухову діяльність та доглядати за собою раніше, що важливо для таких пацієнтів.

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

Список літератури

1. Шишук В.Д., Терехов А.М., Шербак Б.І. [та ін.]. *Переломи кісток нижньої кінцівки: класифікація, клініка, діагностика, лікування, реабілітація: навч. посіб.* Суми: Фабрика друку, 2015. 152 с.
2. Строев М.Ю., Карпінська О.Д. *Вплив зайвої ваги та ожиріння на структуру кісткової тканини, частоту та характер переломів довгих кісток нижніх кінцівок (огляд літератури).* Вісник проблем біології і медицини. 2023. № 4 (171). С. 74-82. DOI: 10.29254/2077-4214-2023-4-171-74-82.

3. *GBD 2015 Obesity Collaborators. Health effects of overweight and obesity in 195 countries over 25 years. N. Engl. J. Med.* 2017;377:13-27. doi: 10.1056/NEJMoa1614362.

4. *NIH Consensus Development Panel on Osteoporosis Prevention, Diagnosis, and Therapy. Osteoporosis prevention, diagnosis, and therapy. JAMA.* 2001;285(6):785-95. doi: 10.1001/jama.285.6.7853.

5. Строев М.Ю., Карпінська О.Д. Хірургічні методи лікування діафізарних переломів кісток гомілки. *Trauma [інтернет].* 2024. № 25(1-2). С. 1-6. DOI: 10.22141/1608-1706.1-2.25.2024.964.

6. Тумян С.Д. К итогам дискуссии об оценке исходов лечения переломов длинных трубчатых костей. *Ортопедия, травматология и протезирование.* 1983. № 6. С. 63-65.

7. Everit B.S., Skrondal A. *The Cambridge Dictionary of Statistics.* Ed. 3. Cambridge University Press, 2006. 480 p.

Отримано/Received 07.04.2024

Рецензовано/Revised 18.04.2024

Прийнято до друку/Accepted 27.04.2024

Information about authors

Maksym Stroiiev, Assistant, Department of Emergency and Urgent Medical Care, Orthopedics and Traumatology, Kharkiv National Medical University, Kharkiv, Ukraine; e-mail: mystroiiev.po20@knmu.edu.ua; phone: +380 (66) 720-01-73; <https://orcid.org/0000-0002-0980-983X>

Olena Karpinska, Research Fellow, 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; phone: +380 (57) 725-14-74, +380 (99) 486-34-63; <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 the manuscript.

M.Yu. Stroiiev¹, O.D. Karpinska²

¹Kharkiv National Medical University, Kharkiv, Ukraine

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

Evaluating the results of treatment for tibia fractures in overweight patients

Abstract. Background. Lower limb bone injuries are one of the most severe traumas to the musculoskeletal system. Treatment of lower limb fractures is complicated in overweight and obese patients, in people with diseases of the bones, circulatory system, with diabetes mellitus and other age- and weight-related diseases. Today, four main methods and their modifications are used to treat bone fractures: blocking intramedullary osteosynthesis (BIOS), plate osteosynthesis (PO), external fixation devices (EFD), and plaster casts. The purpose of the study was to evaluate the results of treatment of overweight patients with tibia fractures using BIOS, PO and EFD. **Materials and methods.** The treatment of 42 patients with tibia fractures aged 21 to 71 years was analyzed. All of them were overweight. The average body mass index was 28.6 ± 1.8 , with a range from 25.4 to 33.0. For the treatment of fracture, 27 patients (64.3 %) underwent BIOS, 9 (21.4 %) — PO, and 6 (14.3 %) had EFD. Patients were examined before treatment, after surgery, and at 1.5, 3.5, 6, and 12 months after the start of treatment for the degree of pain; score on the S.D. Tumian questionnaire, data of the system for assessing long-term treatment outcomes, the timing of recovery of the patient's functional abilities were evaluated as well. **Results.** Before the surgery, patients rated the pain in the injured limb as severe and very severe (8–10 points). After the surgery, it decreased more, but remained at an average level. According to the analysis, there is a

statistically significant ($p = 0.001$) decrease in pain between the observation periods. After the bone fracture repair, patients in the BIOS group begin to load the limb earlier and reach full weight bearing a month earlier than in the other groups. Evaluating treatment outcomes on the S.D. Tumian questionnaire showed that the tendency to improvement persisted throughout the treatment period in all patients, but the best results were in the BIOS group, which had the highest score already at the 6th month of observation. The assessment of the functional abilities demonstrated that after 12 months, patients in the BIOS and PO groups reported either no pain (77.8 and 55.6 %, respectively) or moderate pain after prolonged walking (22.2 and 33.3 %, respectively), while the EFD group complained of pain after prolonged walking. After 12 months in the BIOS group, the number of patients without claudication was 74.1 %, in the EFD group, people had moderate and not significant claudication. **Conclusions.** The analysis of outcomes in patients with tibia fractures who were treated using blocking osteosynthesis, periosteal osteosynthesis and external fixation devices showed the feasibility of BIOS in overweight individuals. This makes it possible to start motor activity and the ability to take care of oneself earlier, which is important for such patients.

Keywords: tibia fracture; overweight; blocking osteosynthesis; plate osteosynthesis; external fixation device

Бур'янов О.А.¹, Вако Д.І.^{1,2}¹Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, м. Київ, Україна²ДУ «Інститут серця МОЗ України», м. Київ, Україна

Напруженість стресорних реакцій у пацієнтів з остеоартрозом та супутньою кардіальною патологією при операції ендопротезування кульшового суглоба

Резюме. Актуальність. Тотальне ендопротезування кульшового суглоба (ТЕКС) є однією з найбезпечніших і найефективніших ортопедичних операцій, але за ризиком ускладнень посідає одне з провідних місць в ортопедії. Тому вибір оптимального виду хірургічного доступу має велике значення для хворих із поєднаною кардіальною патологією. **Мета дослідження** — порівняння особливостей напруженості стресорних реакцій у періопераційному періоді на фоні оцінки функціонування кульшового суглоба в пацієнтів з остеоартрозом та супутньою кардіальною патологією при операції тотального ендопротезування кульшового суглоба залежно від виду хірургічного доступу. **Матеріали та методи.** Проаналізовано результати лікування 90 пацієнтів з остеоартрозом кульшового суглоба та супутньою кардіальною патологією після операції тотального цементного ендопротезування кульшового суглоба. Усіх пацієнтів було поділено на 2 групи відповідно до методу хірургічного доступу: задній традиційний (група 1 — 35 пацієнтів) і задній модифікований (група 2 — 55 пацієнтів). Визначали рівні інсуліну, кортизолу, глюкози, IL-6 та TNF- α у сироватці крові перед оперативним втручанням, безпосередньо після оперативного втручання, через 24 години і через тиждень після нього. На кожному з цих етапів розраховували індекс НОМА (Homeostasis model assessment) та проводили оцінку больового статусу за ВАШ. Для оцінки функціонування кульшового суглоба використовували шкалу реабілітації (шкалу Харріса) до операції, через тиждень і через місяць після оперативного втручання. **Результати.** Застосування модифікованого заднього доступу (МЗД) значно й вірогідно знижувало післяопераційний біль, найбільшою мірою це спостерігалось після операції (2-й етап дослідження). До кінця дослідження інтенсивність болю залишалася вірогідно меншою у хворих, яким виконувався МЗД. При аналізі індексу НОМА виявилось, що на початку дослідження в обох групах він був однаковий. На 1-шу добу після операції індекс НОМА при використанні МЗД був вірогідно нижчим, на 7-му добу різниця була майже вірогідною ($p = 0,08$), при цьому у групі 2 індекс був нижчим. Подібна динаміка спостерігалася й щодо кортизолемії. Концентрація IL-6 та TNF- α упродовж перших трьох етапів дослідження відмінностей між групами не мала, на 7-му добу після операції цей показник у хворих, яким виконали МЗД, став вірогідно меншим. Функція кульшового суглоба впродовж семи діб після операції була однаковою після виконання обох доступів в обох групах, але через місяць у хворих, яким виконували МЗД, функція суглоба стала вірогідно кращою. **Висновки.** Застосування МЗД має серйозні переваги перед використанням традиційного підходу при операції тотального ендопротезування кульшового суглоба у пацієнтів з остеоартрозом та супутньою кардіальною патологією.

Ключові слова: стресорні реакції; остеоартроз; кардіальна патологія; тотальне ендопротезування кульшового суглоба; хірургічний доступ

Вступ

Захворювання кульшового суглоба є однією з найпоширеніших проблем, з якими стикаються люди в усьому світі. Ці захворювання можуть значно знижувати якість життя пацієнтів та мати серйозні соціально-економічні наслідки. Згідно з дослідженням, опублікованим у журналі *The Lancet* 2017 року [1], глобальна поширеність артрозу становить приблизно 15 % населення планети, тобто понад 1 мільярд людей страждають від нього. Це робить артроз одним з найпоширеніших медичних діагнозів в усьому світі.

В Україні показник первинної інвалідності від захворювань кістково-м'язової системи та сполучної тканини становить близько 9 на 10 тис. населення працездатного віку [2], на патологію кульшового суглоба (коксартроз), зокрема, припадає від 3 до 5 % [2, 3], а на первинну інвалідність від нього — 10,7 % [3].

Нехірургічні методики, включно зі зміною способу життя, лікувальною фізкультурою, медикаментозною терапією та фізіотерапією, дозволяють досягти зменшення ступеня вираженості клінічної симптоматики ОА на нетривалий час, але вплинути на перебіг захворювання вони не здатні [4]. Тотальне ендопротезування кульшового суглоба (ТЕКС) на сьогодні є однією з найбезпечніших і найефективніших ортопедичних операцій [4–6].

Раціональне ЕКС сучасними конструкціями — ефективний метод лікування, що дозволяє знизити летальність, рано активізувати пацієнта, відновити якість життя, зменшити фінансові витрати на реабілітацію, досягти позитивних результатів у переважній кількості втручань та знизити рівень інвалідності.

Але водночас, незважаючи на постійне вдосконалення у хірургічній техніці й конструкції імплантатів, ускладнення під час проведення таких операцій все ще трапляються. Захисний імунітет після травми, зокрема операційної, значною мірою обумовлений відповідним цитокиновим балансом. Цитокіни — це імунні медіатори, які спрямовують запальну реакцію на місця пошкодження, відіграючи невід'ємну роль у загоєнні ран [7, 8]. Початкова прозапальна імунна відповідь на хірургічне втручання опосередковується в першу чергу вродженою імунною системою. Наступна компенсаторна протизапальна відповідь опосередкована клітинами адаптивної імунної системи [9]. Як і більшість фізіологічних реакцій, запалення й імунітет є динамічними процесами, які при порушенні можуть викликати імунну дисфункцію та впливати на виникнення різноманітних ускладнень після ЕКС [8].

ТЕКС за обсягом і складністю втручання, гемодинамічними розладами серцево-судинної системи, крововтратою, ризиком загальних та місцевих ускладнень посідає одне з провідних місць в ортопедії, тому вибір оптимального виду хірургічного доступу має велике значення, особливо для хворих із поєднаною кардіальною патологією.

Мета дослідження: порівняння особливостей напруженості стресорних реакцій в періопераційному періоді на фоні оцінки функціонування кульшового суглоба у пацієнтів з остеоартрозом та супутньою кардіальною патологією при операції тотального ендопротезування кульшового суглоба залежно від виду хірургічного доступу.

Матеріали та методи

У роботі проаналізовано результати лікування 90 пацієнтів з остеоартрозом кульшового суглоба 3–4-ї стадії, яким було виконано операцію тотального цементного ендопротезування кульшового суглоба (табл. 1).

Усіх пацієнтів було поділено на 2 групи відповідно до методу хірургічного доступу (задній традиційний чи задній модифікований), який використовували при виконанні тотального цементного ендопротезування кульшового суглоба. До групи 1 увійшло 35 пацієнтів з остеоартрозом кульшового суглоба та супутньою кардіальною патологією (23 чоловіки і 12 жінок у віці $64,7 \pm 3,7$ року з масою тіла $83,4 \pm 6,1$ кг), які надійшли до ДУ «Інститут серця МОЗ України» з метою проведення операції ТЕКС.

До групи 2 включено 55 пацієнтів з остеоартрозом кульшового суглоба та супутньою кардіальною патологією (36 чоловіків і 19 жінок у віці $66,1 \pm 4,3$ року з масою тіла $82,3 \pm 7,5$ кг), які надійшли до ДУ «Інститут серця МОЗ України» з метою проведення операції ТЕКС.

Групи пролікованих пацієнтів вірогідно не різнилися за антропометричними показниками, віком, статтю й індексом коморбідності Чарлсона (ІКЧ).

Хворим 1-ї групи проводилася терапія й оперативне втручання (цементне ендопротезування кульшового суглоба) з використанням традиційного заднього хірургічного доступу (ТЗД). Хворим 2-ї групи — терапія й оперативне втручання (цементне ендопротезування кульшового суглоба) з використанням модифікованого заднього хірургічного доступу (МЗД). Анестезіологічне забезпечення проводилося згідно з традиційною методикою, прийнятою в ДУ «Інститут серця МОЗ України».

Таблиця 1. Розподіл обстежених хворих за групами

Група	Доступ	Вік, роки (M ± σ)	Маса тіла, кг (M ± σ)	ІКЧ, бали (M ± σ)	Чоловіки	Жінки	Всього
1 (n = 35)	Традиційний задній	64,7 ± 3,7	83,4 ± 6,1	5,7 ± 3,1	23	12	35
2 (n = 55)	Модифікований задній	66,1 ± 4,3	82,3 ± 7,5	5,4 ± 2,7	36	19	55
Всього (n = 90)		65,2 ± 4,1	82,6 ± 6,9	5,6 ± 2,9	59	31	90

Для оцінки ступеня вираженості операційного стресу в усіх пацієнтів визначалися основні біохімічні маркери стресової гормональної реакції організму, а саме: рівні інсуліну, кортизолу, глюкози у сироватці крові, які вимірювалися перед оперативним втручанням, безпосередньо після оперативного втручання, через 24 години, через тиждень після нього, на кожному з цих етапів розраховували індекс НОМА (Homeostasis model assessment).

Глікемію визначали на аналізаторі ABL800 Flex Series 835 (Radiometer, Данія); рівень імунореактивного інсуліну (ІРІ) — електрохемілюмінесцентним імунологічним аналізом за допомогою набору Elecsys Insulin (Roche, Німеччина) на імуноаналізаторі cobas e 411 (Roche, Німеччина); концентрацію кортизолу в сироватці крові — за допомогою набору Elecsys Cortisol II (Roche, Німеччина) на імуноаналізаторі cobas e 411 (Roche, Німеччина). Індекс НОМА, що відображає рівень інсулінорезистентності, яка підвищується при напружених стресорних реакціях, розраховували за загальноприйнятою формулою:

$$\text{НОМА} = \frac{\text{глікемія (ммоль/л)} \cdot \text{ІРІ (мкМО/мл)}}{22,5}$$

де ІРІ — імунореактивний інсулін.

Для оцінки ступеня вираженості системної запальної реакції до і після оперативного втручання у групах хворих визначали концентрацію в плазмі крові ключових прозапальних цитокінів ІЛ-6, TNF- α перед оперативним втручанням, безпосередньо після оперативного втручання, через 24 години, через тиждень після нього.

Визначення ІЛ-6 у сироватці крові проводили за допомогою методу імуноферментного аналізу згідно з методичними рекомендаціями, що додаються до стандартних наборів реактивів Access ІЛ-6 (Beckman Coulter, США). Оцінку результатів проводили за допомогою імунохімічного аналізатора Access 2 (Beckman Coulter, США).

Визначення TNF- α у сироватці крові проводили за допомогою методу імуноферментного аналізу згідно з

методичними рекомендаціями, що додаються до стандартних наборів реактивів Elabscience, США. Оцінку результатів проводили з використанням мікропланшетного фотометра HiPo MPP-96 (Biosan, Латвія).

Оцінку больового статусу (використання візуально-аналогової шкали болю (ВАШ)) проводили за загальноприйнятою методикою перед оперативним втручанням, безпосередньо після нього, через 24 години і через тиждень.

Оцінку функціонування кульшового суглоба проводили з використанням шкали реабілітації (шкали Харріса) до операції, через тиждень та через місяць після оперативного втручання за загальноприйнятою методикою.

Для оцінки вірогідності відмінностей використовували t-критерій Стьюдента, при $p = 0,05$ відмінності вважали статистично вірогідними. Наявність кореляцій між отриманими показниками визначали за критерієм Пірсона.

Результати

Напруженість стресорних реакцій оцінювали за допомогою рівнів індексу НОМА (який складається з рівня ІРІ та глікемії), кортизолу, ІЛ-6 та TNF- α . Як змінювався ІРІ в обох групах, показано на рис. 1. Можна побачити, що перед операцією він у групах був однаковим ($p > 0,5$). Далі відмінності були на рівні $p \leq 0,03$.

Глікемія змінювалася таким чином (рис. 2). На початку дослідження вона була вірогідно однаковою в обох групах. Після операції та через добу різниця була вірогідною ($p < 0,001$), але на 7-му добу відмінності зникли ($p > 0,3$).

Інтегральним показником вуглеводного обміну можна вважати індекс НОМА, динаміка якого показана на рис. 3. Бачимо, що перед операцією у групах він не відрізнявся ($p = 0,5$). Після операції та через добу різниця була вірогідною ($p < 0,001$), на 7-му добу різниця зменшилася ($p = 0,08$).

Кортизолемія на початку дослідження між групами не відрізнялася ($p = 0,1$), що можна побачити на рис. 4. Після операції та через добу різниця була вірогідною ($p < 0,001$), на 7-му добу різниця була невірогідною ($p > 0,1$).

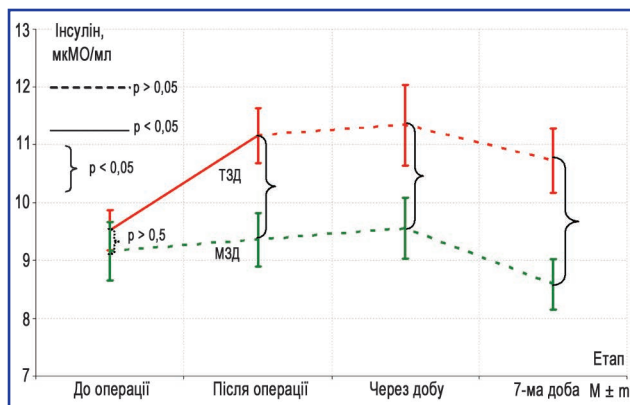


Рисунок 1. Динаміка ІРІ на етапах дослідження залежно від доступу

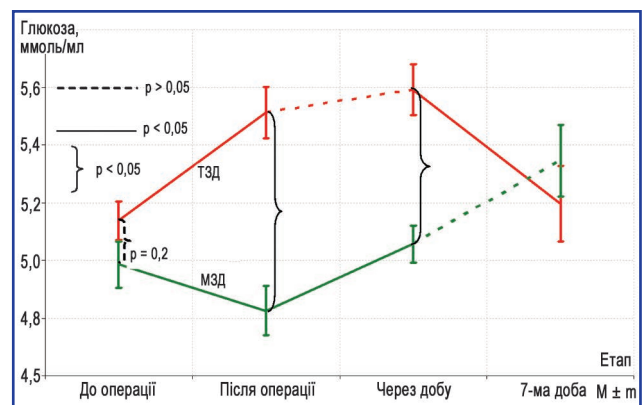
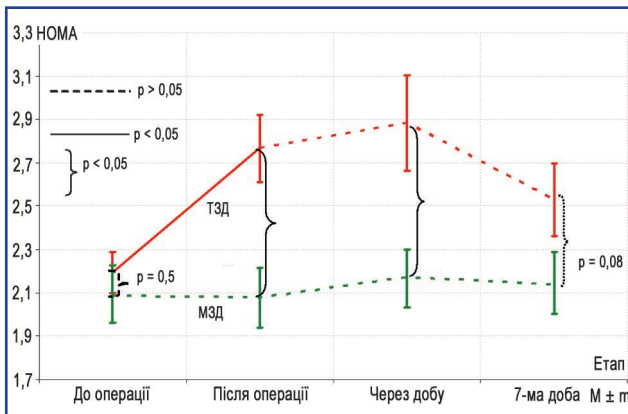


Рисунок 2. Динаміка глікемії на етапах дослідження залежно від доступу

Концентрація ІЛ-6 перед операцією в обох групах була однаковою ($p > 0,4$), після операції та через добу різниця була на рівні $p > 0,2$ (рис. 5). Тільки на 7-му добу різниця стала статистично значущою ($p < 0,001$).

Концентрація TNF- α до операції, після неї та через добу в обох групах була однаковою ($p > 0,3$), на 7-му добу різниця вже становила $p = 0,02$ (рис. 6).

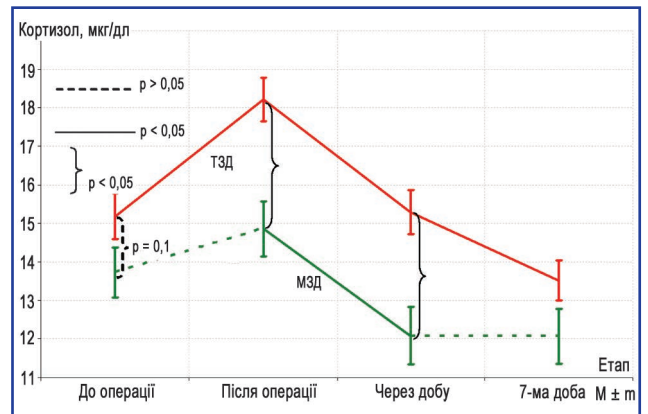
Оцінка больового статусу залежно від доступу. Перед операцією біль за інтенсивністю в обох групах



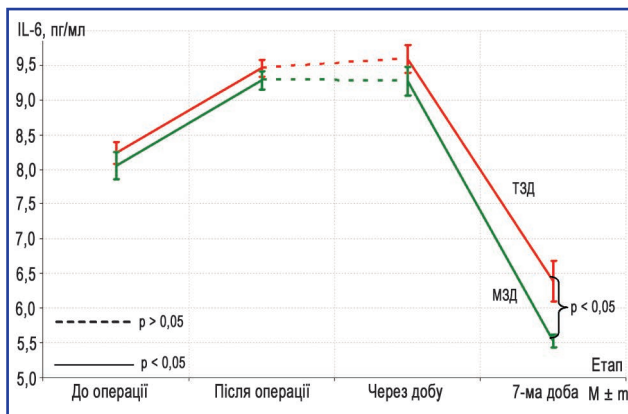
Рисунки 3-8. Динаміка різних показників на етапах дослідження залежно від доступу.

статистично не відрізнявся (рис. 7). Надалі в обох групах бали за ВАШ змінювалися вірогідно, але впродовж дослідження у групі ТЗД біль був вірогідно сильнішим за групу МЗД. Найбільша різниця спостерігалася після операції ($p < 0,0001$). Далі різниця не перевищувала $p = 0,001$.

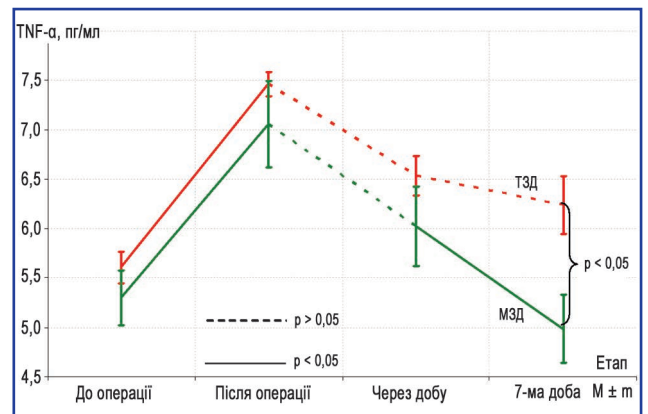
Функція кульшового суглоба залежно від доступу. На початку дослідження та на 7-му добу після операції функція кульшового суглоба за шкалою



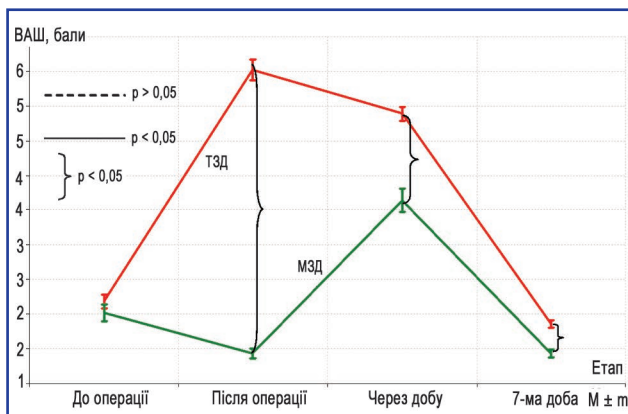
Рисунки 3-8. Динаміка різних показників на етапах дослідження залежно від доступу.



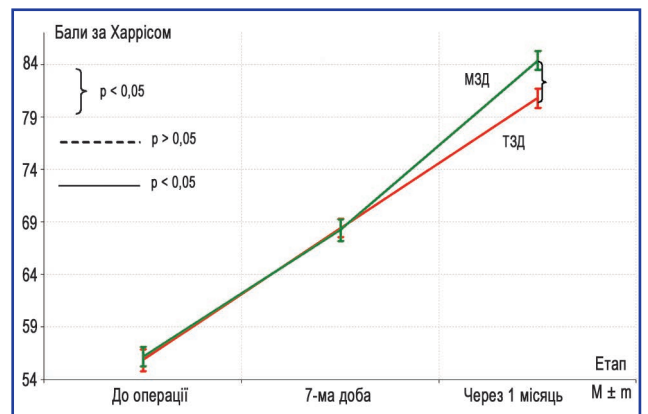
Рисунки 3-8. Динаміка різних показників на етапах дослідження залежно від доступу.



Рисунки 3-8. Динаміка різних показників на етапах дослідження залежно від доступу.



Рисунки 3-8. Динаміка різних показників на етапах дослідження залежно від доступу.



Рисунки 3-8. Динаміка різних показників на етапах дослідження залежно від доступу.

Харріса в обох групах була однаковою ($p > 0,8$), через місяць після операції різниця зросла до $p = 0,005$ (рис. 8).

Обговорення

Застосування МЗД значно й вірогідно знижує післяопераційний біль, найбільшою мірою це спостерігалось після операції (2-й етап дослідження). До кінця дослідження інтенсивність болю була вірогідно меншою у хворих, яким виконувався МЗД.

При дослідженні напруженості стресорних реакцій виявилось, що індекс НОМА на початку дослідження в обох групах був однаковий. Після операції та на 1-шу добу після операції індекс НОМА при використанні МЗД був вірогідно нижчим, на 7-му добу після операції різниця була майже вірогідною ($p = 0,08$), при цьому після МЗД індекс був нижчим. Подібна динаміка спостерігалася й щодо кортизолемії.

Концентрація ІЛ-6 та TNF- α упродовж перших трьох етапів відмінностей між групами не мала, на 7-му добу після операції цей показник у хворих, яким виконали МЗД, став вірогідно меншим.

Функція кульшового суглоба, яку оцінювали за допомогою шкали Харріса, протягом семи діб після операції була однаковою після виконання обох доступів в обох групах, але через місяць у хворих, яким виконували МЗД, функція суглоба стала вірогідно кращою.

Більшість досліджень різних авторів зосереджені на вивченні катехоламінів, С-реактивного білка (СРБ), швидкості осідання еритроцитів (ШОЕ), глюкози та кортизолу в системній відповіді на ЕКС. Останнім часом цікавлять тенденції кортизолу і глюкози в періопераційному періоді хірургії кульшового суглоба, оскільки ці біохімічні маркери мають велике значення для хворих з метаболічним синдромом і ожирінням. Дослідження показали, що рівень глюкози досягає піку за 4 год при ЕКС, тоді як рівень кортизолу досягає піку за 8 год і залишається підвищеним протягом 7 днів [10].

Численні дослідження також звертають увагу на те, що прозапальні цитокіни відіграють певну роль у визначенні результатів лікування пацієнтів після ТЕКС. Продемонстровано послідовний зв'язок між запальними маркерами, як-от ІЛ-6, СРБ, фібриноген та TNF- α , і виникненням серцево-судинних подій після операції [11–14]. Частиною фізіології, що лежить в основі цих висновків, є активація каскаду згортання та пригнічення фібринолізу системною запальною реакцією на хірургічне втручання [15]. Було показано, що ІЛ-6 впливає на каскад згортання на декількох рівнях [13].

Фактично ІЛ-6, СРБ, кількість лейкоцитів і підвищена в'язкість крові вважаються сильними довгостроковими предикторами ІХС, що корелює з частотою післяопераційних тромбозів глибоких вен, тромбоемболії легеневої артерії та інфаркту міокарда [13, 15].

Було показано, що післяопераційна активація цитокинів і білків гострої фази не тільки опосередковує запальну реакцію пацієнта, але й має асоціацію з хірургічним відновленням [16]. Крім того, хронічний післяопераційний біль був пов'язаний з тривалим післяопе-

раційним запаленням [17]. Післяопераційне запалення активує каскад згортання, пригнічує фібриноліз і відіграє невід'ємну роль при супутніх серцево-судинних захворюваннях [11–14].

Хоча в деяких роботах було виявлено кілька центральних показників (а саме ІЛ-6, лептин, СРБ і кортизол), які можуть впливати на результати ТЕКС, необхідні подальші дослідження, щоб чітко окреслити складні біохімічні шляхи, що регулюють реакцію пацієнта на операцію на стегні. Існує складна взаємодія між імунітетом, цитокиновими каскадами та жировою тканиною в умовах супутньої кардіальної патології, інсулінової недостатності та розладу ліпідного обміну. За умови використання часової та контекстної активності маркерів запалення, імовірно, біохімічні шляхи можуть бути спрямовані на поліпшення загоєння м'яких тканин і кісток [18].

Ці нові методи можуть допомогти досягти кінцевої мети зменшення післяопераційних ускладнень у хворих після ТЕКС і одночасно поліпшити результати лікування пацієнтів у сферах болю та функції, особливо пацієнтів із супутньою серцевою недостатністю.

Висновки

Таким чином, результати порівняння особливостей напруженості стресорних реакцій у періопераційному періоді на фоні оцінки функціонування кульшового суглоба у пацієнтів з остеоартрозом і супутньою кардіальною патологією при операції ТЕКС залежно від виду хірургічного доступу свідчать про те, що застосування МЗД має серйозні переваги перед використанням традиційного підходу у лікуванні пацієнтів з подібною коморбідною патологією. Це підтверджується вірогідним зниженням післяопераційного болю впродовж дослідження та поліпшенням функції кульшового суглоба за шкалою Харріса через місяць після оперативного втручання у групі пацієнтів з використанням МЗД, а також зниженням рівнів індексу НОМА і кортизолемії та концентрації ІЛ-6 та TNF- α на 7-му добу після оперативного втручання. Тому використання МЗД можна рекомендувати до впровадження при операції ТЕКС у пацієнтів з остеоартрозом та супутньою кардіальною патологією для поліпшення результатів лікування та профілактики можливих ускладнень.

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

Список літератури

1. *The Lancet. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 354 diseases and injuries for 195 countries and territories, 1990–2017: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2017.* [[https://www.thelancet.com/journals/lancet/article/PIIS0140-6736\(18\)32279-7/fulltext](https://www.thelancet.com/journals/lancet/article/PIIS0140-6736(18)32279-7/fulltext)].
2. Гайко Г.В., Герасименко С.І., Корж М.О., Калашніков А.В., Полішко В.П. Аналіз стану травматолого-ортопедичної допомоги населенню України в 2006–2007 рр.: довідник. Київ: Воля, 2008. 134 с.

3. Поворознюк В.В. Захворювання кістково-м'язової системи в людей різного віку (вибрані лекції, огляди, статті). Том 3. Київ: ВПЦ Експрес, 2009.

4. Гайко Г.В., Герасименко С.І., Полулях М.В., Торчинський В.П. Стан та перспективи ендопротезування суглобів. Тези доповідей XIV з'їзду ортопедів-травматологів України (Одеса, 21–23 вересня 2006 р.). Одеса, 2006. С. 423–425.

5. Лоскутов А.Е., Красовский В.Л., Олейник А.Е. К вопросу классификации асептической нестабильности бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава. Теоретичні основи будівництва. Зб. наукових праць ПДАБМА. 2000. № 8. С. 475–483.

6. Лоскутов А.Е., Олейник А.Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава: достижения и перспективы. Диагностика та лікування. 2006. № 1–2. С. 136–140.

7. Calcagni E, Elenkov I. Stress system activity, innate and T helper cytokines, and susceptibility to immune-related diseases. *Ann. NY Acad. Sci.* 2006;1069:62–76.

8. Bastian D, Tambursteun MV, Lyngstadaas SP, Reikerås O. Systemic and local cytokine kinetics after total hip replacement surgery. *Eur. Surg. Res.* 2008;41:334–340.

9. Bastian D, Shegarfi H, Rolstad B, Naper C, Lyngstadaas SP, Reikerås O. Investigation of lipopolysaccharide receptor expression on human monocytes after major orthopedic surgery. *Eur. Surg. Res.* 2007;40:239–245.

10. Hall GM, Peerbhoy D, Shenkin A, Parker CJR, Salmon P. Hip and knee arthroplasty: a comparison and the en-

doctrine, metabolic and inflammatory responses. *Clin. Sci.* 2000;98:71–79.

11. Ernst E, Resch KL. Fibrinogen as a cardiovascular risk factor: a meta-analysis and review of the literature. *Ann. Intern. Med.* 1993;118:956–963.

12. Danesh J, Collins R, Appleby P, Peto R. Association of fibrinogen, C-reactive protein, albumin, or leukocyte count with coronary heart disease. *JAMA.* 1998;279:1477–1482.

13. Yarnell J. Haemostatic/inflammatory markers predict 10-year risk of IHD at least as well as lipids: the Caerphilly collaborative studies. *Eur. Heart J.* 2004;25(12):1049–1056.

14. Blake GJ, Ridker PM. Novel clinical markers of vascular wall inflammation. *Circ. Res.* 2001;89:763–771.

15. Parolari A, Camera M, Alamanni F et al. Systemic inflammation after on-pump and off-pump coronary bypass surgery: a one-month follow-up. *Ann. Thorac. Surg.* 2007;84(3):823–828.

16. White J, Kelly M, Dunsmuir R. C-reactive protein level after total hip and total knee replacement. *J. Bone Joint Surg. Br.* 1998;80(5):909–911.

17. Kehlet H, Jensen TS, Woolf CJ. Persistent postsurgical pain: risk factors and prevention. *Lancet.* 2006;367(9522):1618–1625.

18. Mountziaris PM, Mikos AG. Modulation of the inflammatory response for enhanced bone tissue regeneration. *Tissue Eng. B Rev.* 2008;14(2):179–186.

Отримано/Received 03.04.2024

Рецензовано/Revised 14.04.2024

Прийнято до друку/Accepted 23.04.2024 ■

Information about authors

Oleksandr A. Burianov, MD, DSc, PhD, Professor, Head of the Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: kaftraum@ukr.net; fax: +380 (44) 288-01-26; phone: +380 (67) 796-68-76; <https://orcid.org/0000-0002-2174-1882>

Dmytro I. Vako, Orthopaedist-Traumatologist, Consultative-Diagnostic Polyclinic Department 1 for Adults, State Institution "Heart Institute of the Ministry of Health of Ukraine", Kyiv, Ukraine; e-mail: dvako@ukr.net; phone: +380 (44) 291-61-54, +380 (50) 351-33-22; Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0002-9967-7294>

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

O.A. Burianov¹, D.I. Vako^{1,2}

¹Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

²State Institution "Heart Institute of the Ministry of Health of Ukraine", Kyiv, Ukraine

Tension of stress responses in patients with osteoarthritis and concomitant cardiac pathology during hip joint replacement surgery

Abstract. Background. Total hip arthroplasty (THA) is one of the safest and most effective orthopaedic surgeries, but it carries a significant risk of complications, particularly in patients with concomitant cardiac pathology. Therefore, choosing the optimal type of surgical approach is crucial for these patients. The study purposed to compare the intensity of stress reactions in the perioperative period and assess hip joint functioning in patients with osteoarthritis and concomitant cardiac pathology undergoing THA, depending on the type of surgical approach. **Materials and methods.** This study analyzed the treatment outcomes in 90 patients with hip osteoarthritis and cardiac pathology who underwent total cement hip arthroplasty. All patients were divided into two groups based on the surgical approach: traditional posterior (35 patients, group 1) and modified posterior (MPA) (55 patients, group 2). Serum levels of insulin, cortisol, glucose, IL-6, and TNF- α were measured before surgery, immediately after it, 24 hours later, and one week after surgery. At each stage, the homeostasis model assessment (HOMA) index was calculated, and pain status was assessed using the visual analogue scale. Hip joint functioning was evaluated

with the Harris scale before surgery, one week, and one month after it. **Results.** The MPA significantly reduced postoperative pain, most notably immediately after surgery (stage 2). Throughout the study, pain intensity remained significantly lower in the MPA group. The HOMA index was initially similar in both groups, but it was significantly lower in the MPA group immediately after surgery and on the first postoperative day. By the seventh postoperative day, the HOMA index difference approached significance ($p = 0.08$), remaining lower in group 2. Cortisol levels showed similar dynamics. IL-6 and TNF- α concentrations did not differ between groups during the first three stages but were significantly lower in the MPA group on the seventh postoperative day. Hip function was comparable in both groups one week post-surgery but was significantly better in the MPA group after one month. **Conclusions.** The modified posterior approach offers significant advantages over the traditional approach in THA for patients with osteoarthritis and concomitant cardiac pathology.

Keywords: stress reactions; osteoarthritis; cardiac pathology; total hip arthroplasty; surgical approach

Бур'янов О.А.¹, Кваша В.П.¹, Науменко В.О.¹, Карпінський М.Ю.², Яренько О.В.²

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

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

Дослідження напружено-деформованого стану моделей плечової кістки при надвиросткових уламкових переломах у дітей та підлітків при різних варіантах черезшкірної фіксації

Резюме. Актуальність. Переломи дистального епіметафізу плечової кістки у дітей та підлітків є однією з найпоширеніших травм, що становлять 16–50 % усіх переломів кісток. Зараз існує дві основні конфігурації фіксації надвиросткових переломів у дітей та підлітків: конструкція з перехрещеними спицями та конструкція з 2 або 3 латеральними спицями, розташованими з дивергенцією у коронарній площині. Недоліком латеральної фіксації є підвищений ризик втрати репозиції, що може призвести до деформації *cubitus valgus*. Суттєвою проблемою при використанні перехрещеної фіксуючої конструкції є ятрогенне пошкодження ліктьового нерва (2–8 %). **Мета:** порівняти рівень напружень у моделі плечової кістки з надвиростковим уламковим переломом при різних варіантах черезшкірної фіксації під впливом різних навантажень. **Матеріали та методи.** Розроблена базова скінченно-елементна модель плечової кістки, на основі якої створили модель надвиросткового уламкового перелому. Моделювали два варіанти остеосинтезу: двома спицями, розташованими нахрест (перехресна фіксація), та пучком з трьох спиць (латеральна фіксація). Напружено-деформований стан моделей досліджували під впливом навантаження на розтягнення, згинання та скручування. **Результати.** Наявність уламкового надвиросткового перелому плечової кістки призводить до асиметричних змін у розподілі напружень у надвиростках вище і нижче від лінії перелому при здійсненні перехресної фіксації двома спицями. При латеральній фіксації трьома спицями під впливом розтягуючого навантаження знижуються до мінімуму напруження в медіальному надвиростку і вдвічі підвищуються їх рівень на латеральному і особливо в уламку кістки. Це пов'язано з однобічним проведенням пучка спиць. При цьому медіальний надвиросток залишається нефіксованим і, відповідно, навантаження на нього практично не передаються. Кістковий регенерат для цього виявляється занадто м'яким, щоб запобігати переміщенню дистального фрагмента. Водночас більш жорстка фіксація латерального надвиростка, ніж у варіанті з двома спицями нахрест, викликає підвищення рівня напружень у латеральному надвиростку і уламковому фрагменті. Сумарна величина площі перетину пучка спиць при латеральній фіксації забезпечує вдвічі нижчий рівень напружень у них порівняно з перехресною фіксацією. **Висновки.** Математичне моделювання плечової кістки з надвиростковим уламковим переломом дозволило довести перевагу перехресної фіксації двома спицями над латеральною фіксацією пучком спиць при всіх варіантах навантаження. Особливо це визначається рівнем напружень на уламковому фрагменті, напруження на якому зростають в рази при навантаженнях на скручування та згинання за рахунок не-симетричного розташування спиць при латеральній фіксації.

Ключові слова: плечова кістка; надвиросткові переломи; остеосинтез

Вступ

Переломи дистального епіметафізу плечової кістки у дітей та підлітків є однією з найпоширеніших травм, що становлять 16–50 % усіх переломів кісток. Серед пошкоджень цієї ділянки найчастіше зустрічаються надвиросткові (3–18 %) та черезвиросткові переломи (57,5–70 %), переважно у дітей 6–7 років [1]. Серед обговорюваних питань щодо лікування надвиросткових переломів особливу увагу привертає конфігурація внутрішніх фіксуючих конструкцій, що є предметом дебатів протягом останніх десятиліть. Зараз існує дві основні конфігурації фіксації надвиросткових переломів у дітей та підлітків: конструкція з перехрещеними спицями та конструкція з 2 або 3 латеральними спицями, розташованими з дивергенцією у коронарній площині [2]. Аналіз анатомо-біомеханічних досліджень показує, що недоліком латеральної фіксації є підвищений ризик втрати репозиції, що може призвести до деформації *subitus varus* і в подальшому до необхідності оперативної корекції через меншу біомеханічну стабільність порівняно з перехрещеною конфігурацією [3]. Три бічні штифти забезпечують достатню стабільність без значної різниці [4]. Суттєвою проблемою при використанні перехрещеної фіксуючої конструкції є ятрогенне пошкодження ліктьового нерва (2–8 %), що потребує мінівідкритої техніки проведення медіальної спиці або сонографічного супроводу [5].

Таким чином, поглиблення знань щодо методів перкутанної фіксації надвиросткових переломів у дітей та підлітків є важливим питанням ортопедії в педіатричній практиці.

Мета: порівняти рівень напружень у моделі плечової кістки з надвиростковим уламковим переломом при різних варіантах черезшкірної фіксації під впливом різних навантажень.

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 плечової кістки [6] (рис. 1а), на основі якої створили модель надвиросткового уламкового перелому (рис. 1б).

На моделі з надвиростковим переломом моделювали два варіанти остеосинтезу: двома спицями, розташованими навхрест (перехресна фіксація — ПФ) (рис. 2а), та пучком з трьох спиць (латеральна фіксація — ЛФ) (рис. 2б).

При моделюванні матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент обрано 10-вуз-

ловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Механічні властивості біологічних тканин (кортикальна та губчаста кістка) для математичного моделювання обрано за даними літератури [7–10]. Оскільки між-уламковий регенерат набуває міцності від 0 до значення кортикальної кістки тривалий період, було обрано мінімальне значення модуля пружності, яке досягається на початковому етапі зрощення кістки, дозволяє передавати навантаження між фрагментами моделі і не має суттєвого впливу на величини напружень в її кісткових і металевих елементах. Матеріал елементів металокопункцій — хірургічна сталь [11]. Механічні характеристики штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури [12]. Для аналізу використовували такі характеристики, як E — модуль пружності (модуль Юнга), ν — коефіцієнт Пуассона. Дані про механічні характеристики матеріалів наведено в табл. 1.

Напружено-деформований стан моделей досліджували під впливом навантаження на розтягнення, згинання та скручування.

Розтягнення — це навантаження, що діє вздовж поздовжньої осі кістки. Таке навантаження може бути як стискаючим, так і розтягуючим. У даному випадку величини напружень у моделі не залежать від напрямку прикладеного навантаження (стиснення або розтягування), тому що абсолютні значення напружень залежать тільки від величини діючої сили. У цьому дослідженні до дистального кінця плечової кістки прикладали розтягуюче навантаження величиною 100 Н (рис. 3а).

При навантаженні на згинання дія сили величиною 50 Н була спрямована спереду назад і прикладена до дистального кінця плечової кістки (рис. 3б).

При навантаженні на скручування до дистального кінця кістки прикладали крутний момент величиною 2 Н/м (рис. 3в).

Головка плечової кістки при всіх видах навантаження була жорстко закріплена.

Реєстрували максимальний рівень напружень у кісткових елементах та на металевих конструкціях. Побудову моделі здійснювали в програмі SolidWorks [13]. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували з використанням програми ANSYS [14].

Результати та обговорення

Розтягнення/стискування. На першому етапі роботи проводили дослідження напружено-деформованого стану моделей плечової кістки під впливом поздовжнього осьового навантаження на розтягнення.

Таблиця 1. Механічні характеристики матеріалів, використаних при моделюванні

Матеріал	Модуль Юнга, МПа	Коефіцієнт Пуассона
Кортикальна кістка	18 350	0,3
Губчаста кістка	1040	0,3
Міжуламковий регенерат	1,0	0,45
Хірургічна сталь AISI 316L	200 000	0,30

Розподіл напружень у кісткових елементах моделей наведено на рис. 5.

Результати моделювання показали, що під впливом розтягуючого навантаження в неушкодженій плечовій кістці максимальні за величиною напруження 4,1 МПа виникають у медіальному надвиростку, мінімаль-

ні 2,4 МПа — у верхній третині діафіза. За наявності надвиросткового уламкового перелому з ПФ двома спицями спостерігається підвищення рівня напружень нижче від лінії перелому до 4,9 МПа з медіального боку і до 3,5 МПа — з латерального. В інших контрольних точках моделі напруження знижуються. Напруження в

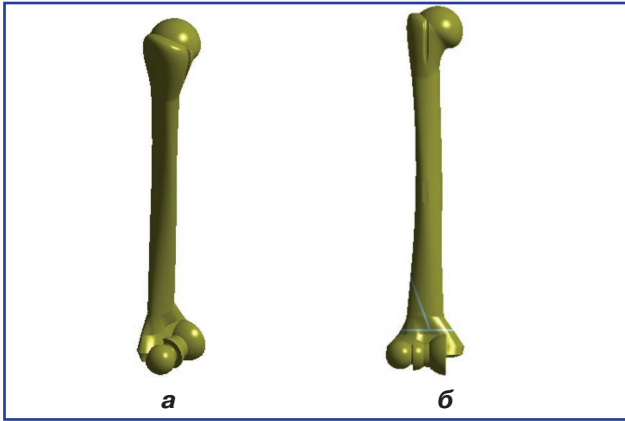


Рисунок 1. Моделі плечової кістки: а — базава (норма); б — з надвиростковим уламковим переломом

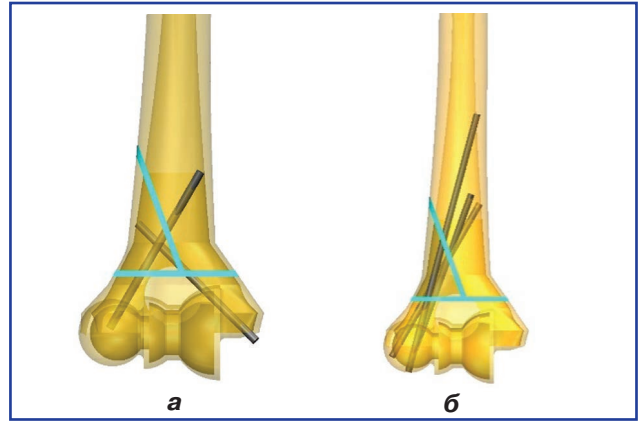


Рисунок 2. Схеми остеосинтезу: а — перехресна фіксація (двома спицями); б — латеральна фіксація (три спиці)

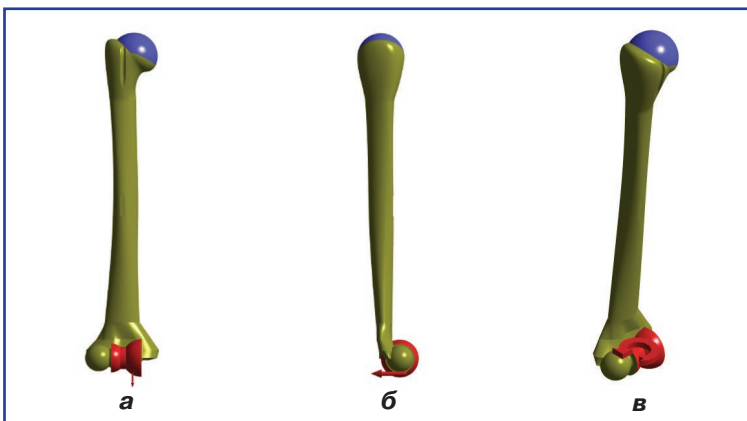


Рисунок 3. Схеми навантаження моделей: а — на розтягнення; б — на згинання; в — на скручування

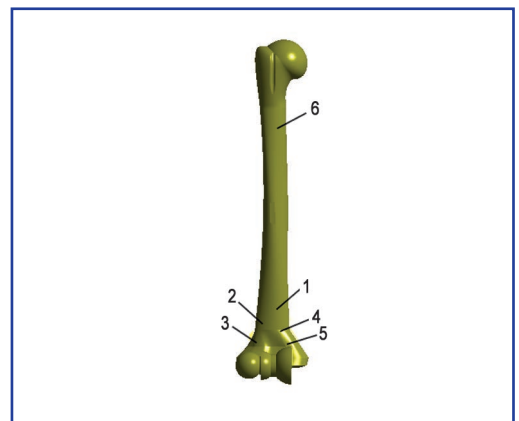


Рисунок 4. Контрольні точки

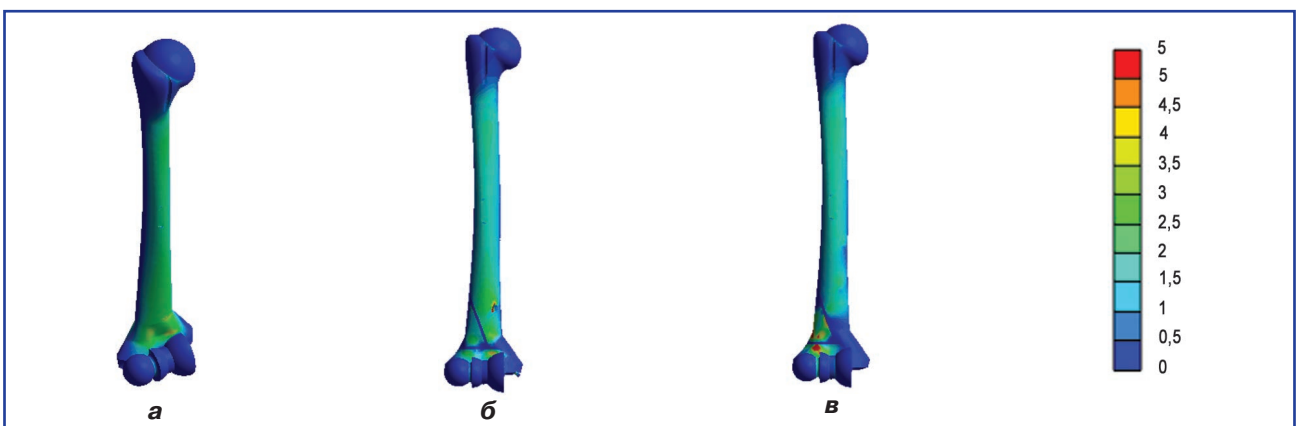


Рисунок 5. Розподіл напружень у кісткових елементах моделей плечової кістки під впливом розтягуючого навантаження: а — в нормі; б — перехресна фіксація уламкового перелому 2 спицями; в — латеральна фіксація уламкового перелому 3 спицями

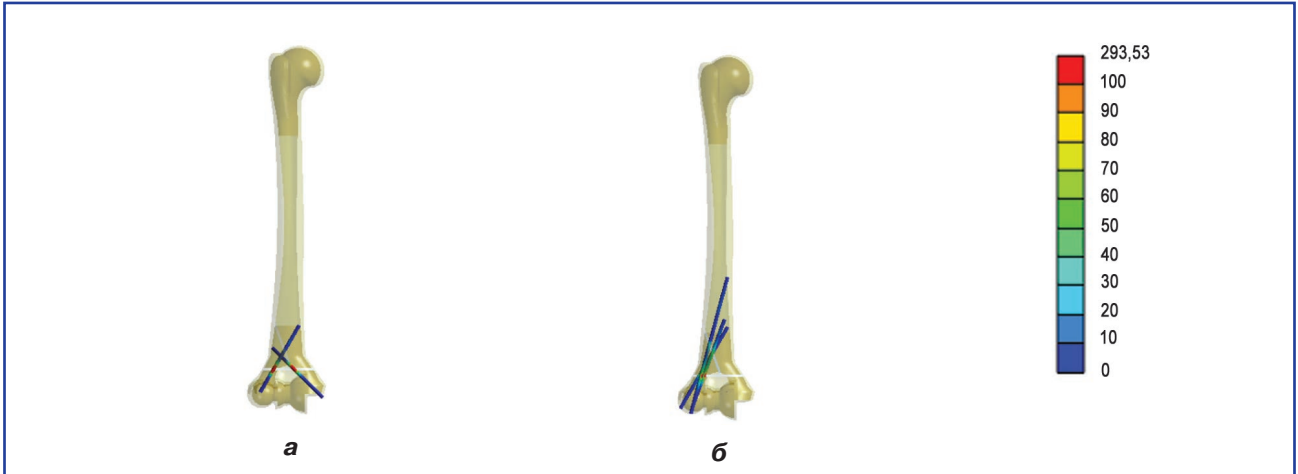


Рисунок 6. Розподіл напружень у спицях моделей плечової кістки під впливом розтягуючого навантаження: а – перехресна фіксація 2 спицями; б – латеральна фіксація 3 спицями

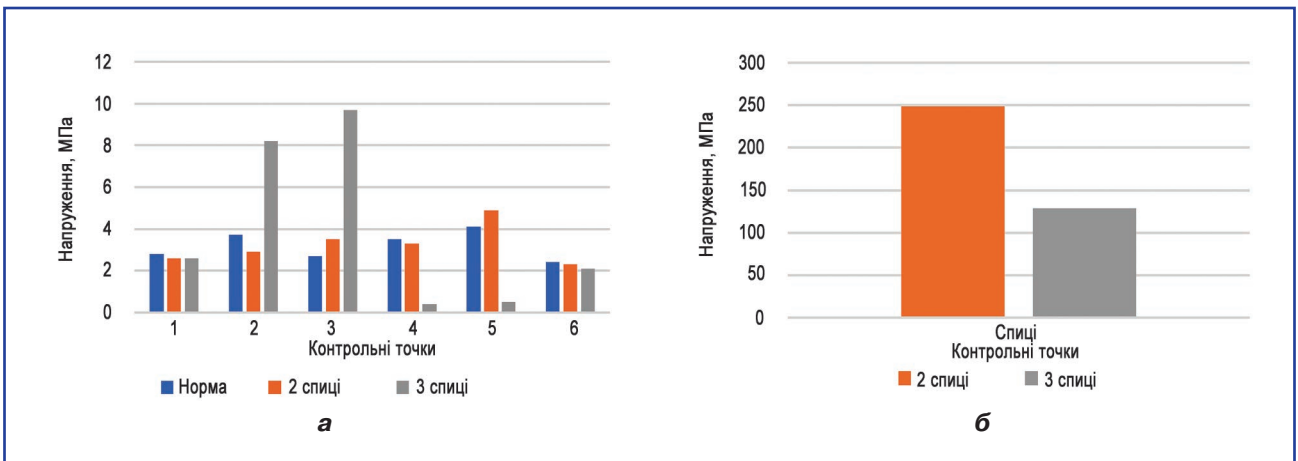


Рисунок 7. Діаграми величин напружень у контрольних точках моделей плечової кістки з уламковим надвиростковим переломом під впливом розтягуючого навантаження: а – у кісткових елементах; б – у спицях

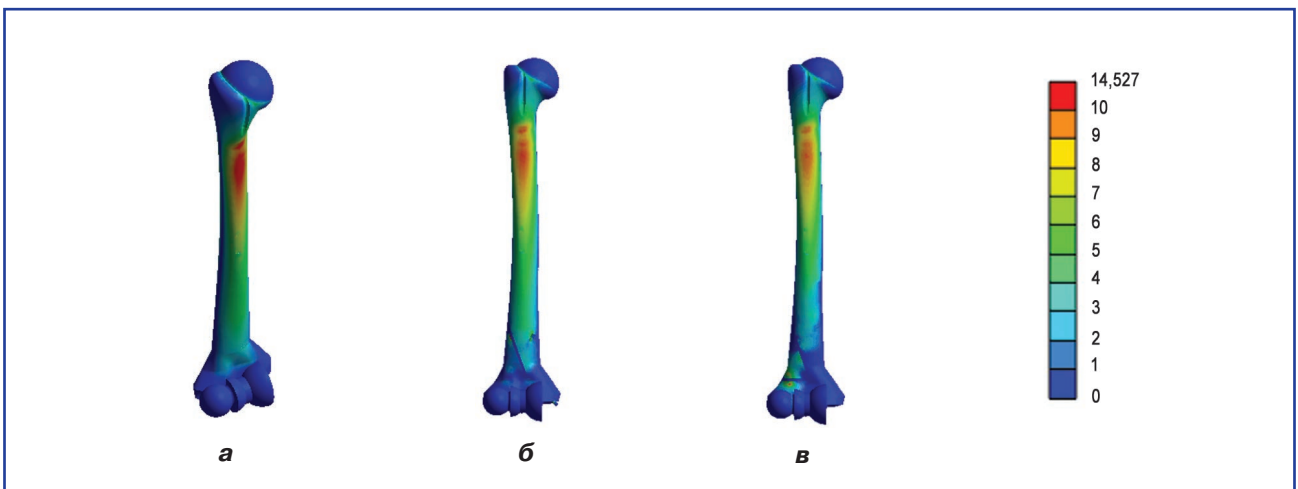


Рисунок 8. Розподіл напружень у кісткових елементах моделей плечової кістки під впливом згинаючого навантаження: а – в нормі; б – з уламковим переломом з перехресною фіксацією 2 спицями; в – з уламковим переломом з латеральною фіксацією 3 спицями

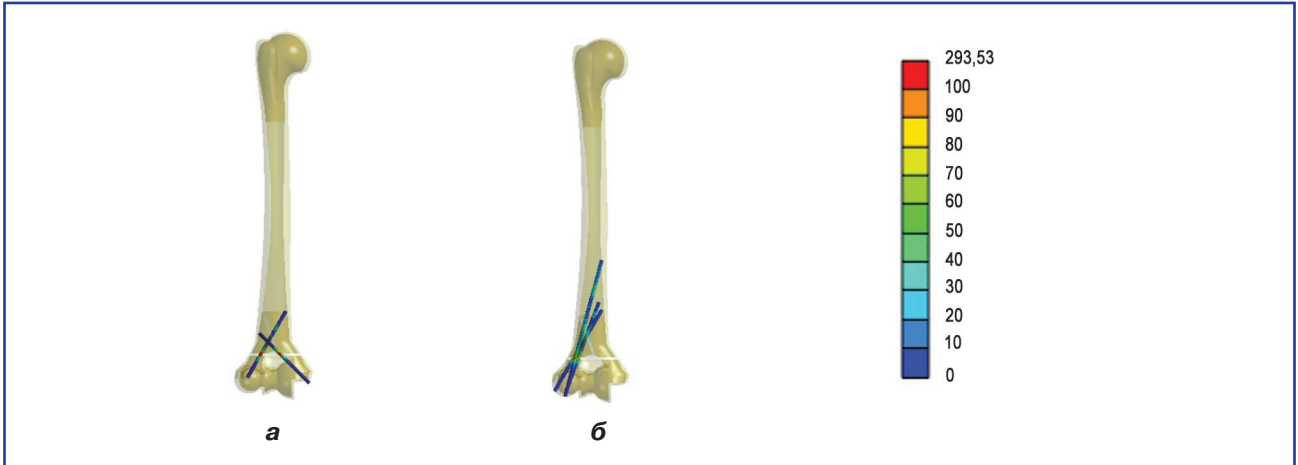


Рисунок 9. Розподіл напружень у спицях моделей плечової кістки під впливом згинаючого навантаження: а – перехресна фіксація 2 спицями; б – латеральна фіксація 3 спицями

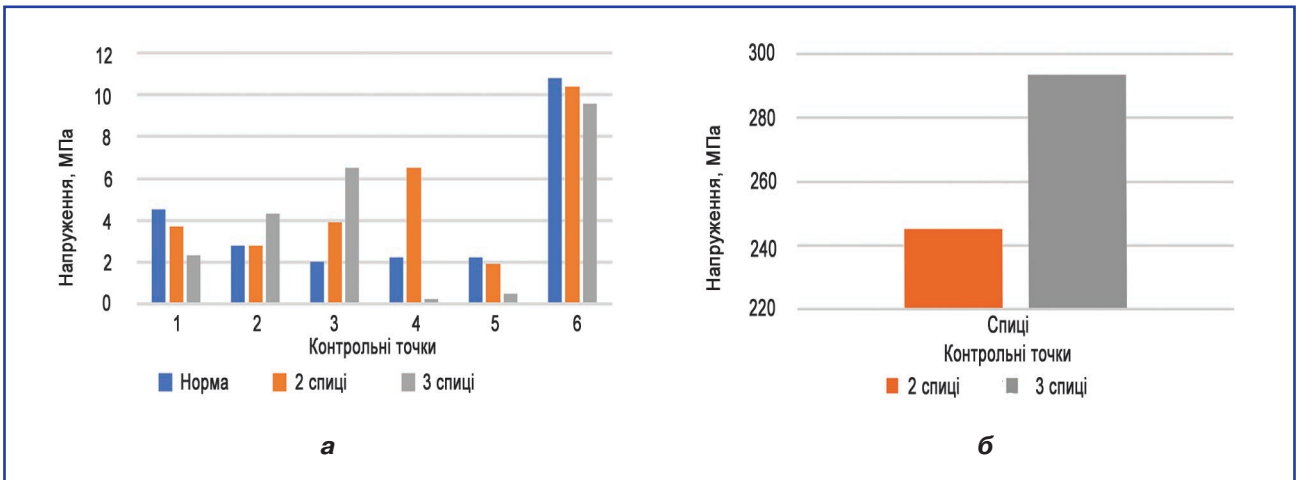


Рисунок 10. Діаграми величин напружень у контрольних точках моделей плечової кістки з надвиростковим уламковим переломом під впливом згинаючого навантаження: а – у кісткових елементах; б – у спицях

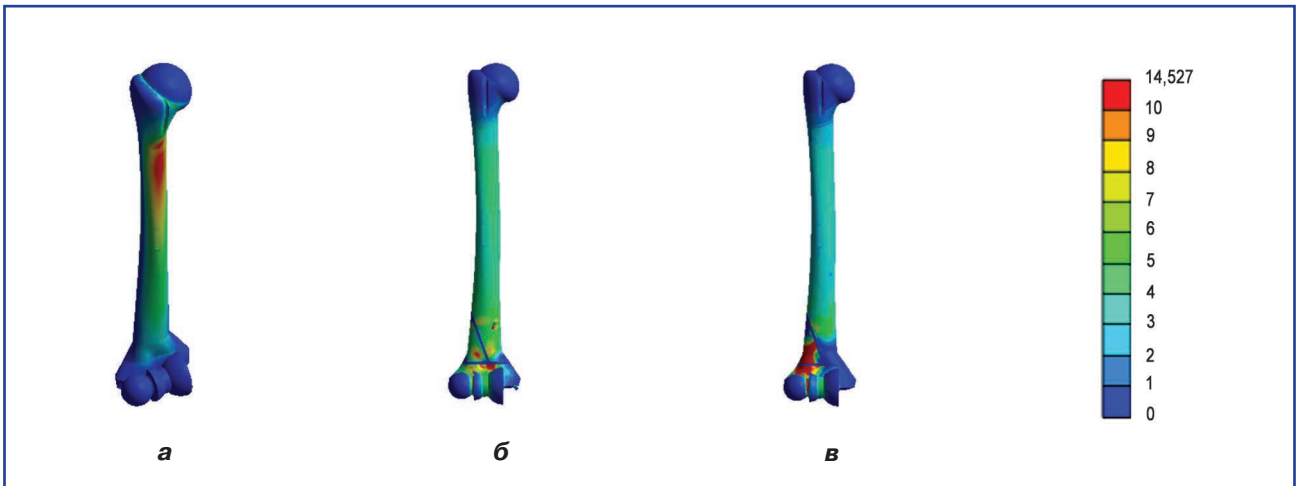


Рисунок 11. Розподіл напружень у кісткових елементах моделей плечової кістки під впливом навантаження на скручування: а – в нормі; б – з уламковим переломом та перехресною фіксацією 2 спицями; в – з уламковим переломом та латеральною фіксацією 3 спицями

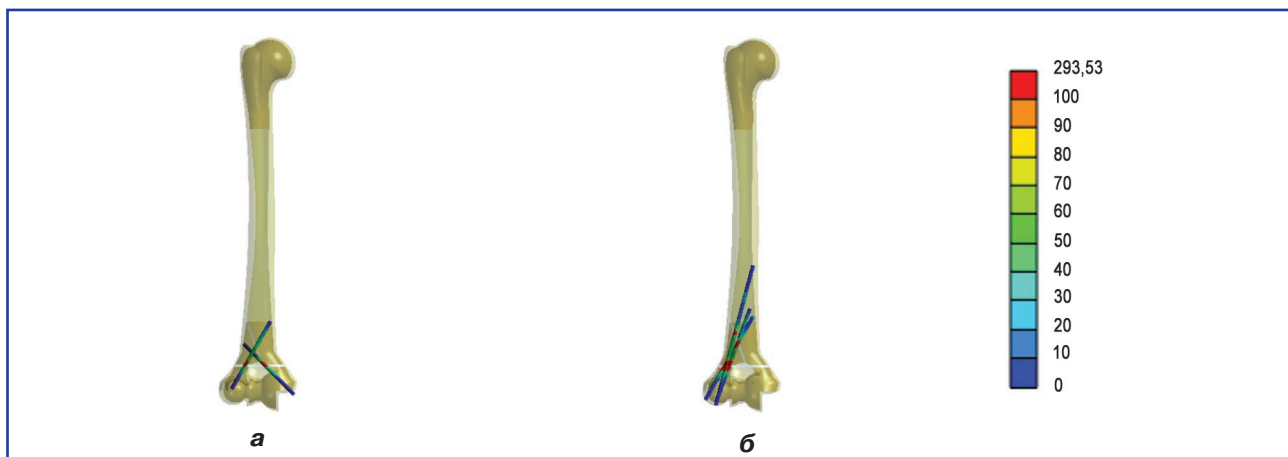


Рисунок 12. Розподіл напружень у спицях моделей плечової кістки під впливом навантаження на скручування: а – перехресна фіксація 2 спицями; б – латеральна фіксація 3 спицями

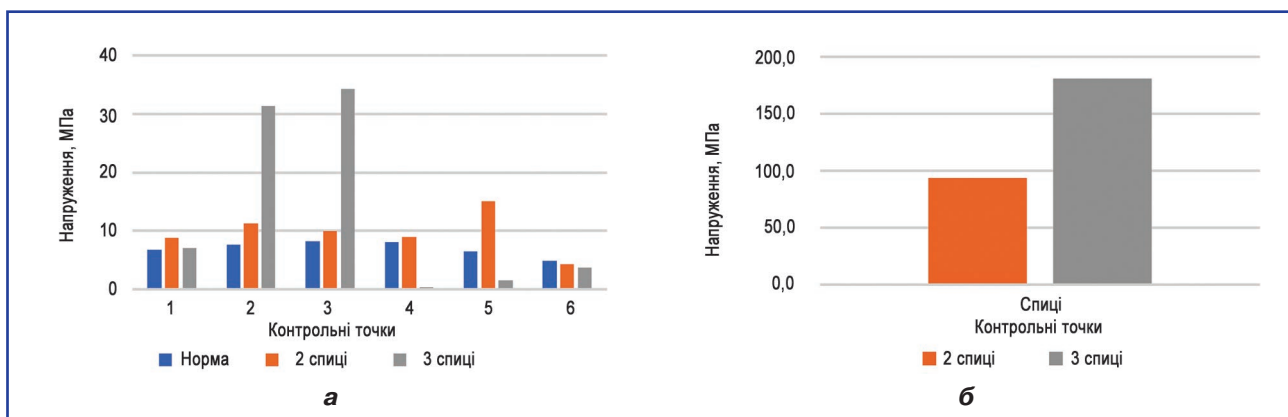


Рисунок 13. Діаграми величин напружень у контрольних точках моделей плечової кістки з надвиростковим уламковим переломом під впливом навантаження на скручування: а – у кісткових елементах; б – у спицях

уламку визначено на рівні 2,9 МПа. При ЛФ пучком спиць визначається значне зростання рівня напружень на латеральному надвиростку до 9,7 МПа нижче від лінії перелому і до 8,2 МПа в уламку. На медіальному надвиростку, навпаки, напруження спадають до мінімуму 0,4 МПа вище від лінії перелому і до 1,5 МПа — нижче від неї.

Розподіл напружень у спицях при різних варіантах фіксації наведено на рис. 6.

При ПФ уламкового надвиросткового перелому двома спицями максимальні напруження в металевих конструкціях виникають по горизонтальній лінії перелому і сягають позначки 248,5 МПа. При ЛФ трьома спицями рівень напружень у них не перевищує позначки 128,8 МПа, що зумовлено підвищенням сумарної площі їх перетину порівняно з остеосинтезом двома спицями.

Дані про величини напружень у контрольних точках моделей наведено в табл. 2.

Наочне уявлення про співвідношення величин напружень у контрольних точках моделей плечової кіст-

ки з надвиростковим уламковим переломом під впливом розтягуючого навантаження подано на рис. 7.

Як наведено на діаграмах, наявність уламкового надвиросткового перелому плечової кістки призводить до асиметричних змін у розподілі напружень у надвиростках вище і нижче від лінії перелому при здійсненні ПФ двома спицями. При ЛФ трьома спицями під впливом розтягуючого навантаження знижується до мінімуму напруження в медіальному надвиростку і вдвічі підвищується їх рівень на латеральному і особливо в уламку кістки. Це пов'язано з однобічним проведенням пучка спиць. При цьому медіальний надвиросток залишається нефіксованим і, відповідно, навантаження на нього практично не передаються. Кістковий регенерат для цього виявляється занадто м'яким, щоб запобігати переміщенню дистального фрагменту. Водночас більш жорстка фіксація латерального надвиростка, ніж у варіанті з двома спицями навхрест, викликає підвищення рівня напружень у латеральному надвиростку і уламковому фрагменті. Сумарна величина площі перетину пучка

Таблиця 2. Величини напружень у контрольних точках моделей під впливом навантаження на розтягнення

Контрольні точки	Напруження, МПа		
	Норма	2 спиці	3 спиці
1	2,8	2,6	2,6
2	3,7	2,9	8,2
3	2,7	3,5	9,7
4	3,5	3,3	0,4
5	4,1	4,9	0,5
6	2,4	2,3	2,1
Спиці		248,5	128,8

спиць при ЛФ забезпечує вдвічі нижчий рівень напружень у них порівняно з ПФ.

Згинання. Наступним етапом роботи було вивчення напружено-деформованого стану моделі плечової кістки під впливом навантаження на згинання. Розподіл напружень у кісткових елементах моделей наведено на рис. 8.

При навантаженнях на згинання неушкодженої плечової кістки напруження набувають максимального значення 10,8 МПа у верхній третині діафіза. У нижній третині напруження визначаються на позначці 4,5 МПа, напруження на надвиростках розподіляються рівномірно в межах від 2,0 до 2,8 МПа. За наявності надвиросткового уламкового перелому з ПФ двома спицями, порівняно з моделлю в нормі, на медіальному надвиростку визначали зниження рівня напружень до 2,0 МПа нижче від горизонтальної лінії перелому і підвищення до 3,1 МПа вище від неї. Напруження в уламковому фрагменті визначено на рівні 2,5 МПа. ЛФ із трьох спиць дозволяє знизити до мінімуму рівень напружень на медіальному надвиростку — до 0,1 і 0,3 МПа вище і нижче від лінії перелому відповідно. При цьому на латеральному надвиростку напруження зростають і сягають позначок 11,4 МПа нижче від лінії перелому і 9,0 МПа — в уламковому фрагменті, що пов'язано з несиметричним розташуванням спиць.

Розподіл напружень у спицях моделей при навантаженні на згинання наведено на рис. 9.

При навантаженнях на згинання максимальний рівень напружень у спицях 286,2 МПа визначається при ЛФ надвиросткового уламкового перелому. При ПФ двома спицями рівень їх напружень є нижчим — 160,7 МПа, що свідчить на користь симетричної фіксації фрагментів у протидії згинаючому навантаженню.

Дані про величини напружень у контрольних точках моделей плечової кістки при навантаженнях на згинання наведені в табл. 3.

Для наочного порівняння рівня напружень у контрольних точках моделей плечової кістки з надвиростковим уламковим переломом під впливом згинаючого навантаження побудована діаграма, яка наведена на рис. 10.

Наведена діаграма показує, що за наявності уламкового надвиросткового перелому ПФ двома спицями, з точки зору розподілу напружень в елементах моделі, виглядає переважаючою за ЛФ пучком з трьох спиць.

Скручування. На останньому етапі роботи досліджували напружено-деформований стан моделей плечової кістки під впливом навантаження на скручування. Отримати уявлення про розподіл напружень у кісткових елементах моделі можна за допомогою рис. 11.

Дослідження напружено-деформованого стану моделі неушкодженої плечової кістки під впливом наван-

Таблиця 3. Величини напружень у контрольних точках моделей плечової кістки під впливом навантаження на згинання

Контрольні точки	Напруження, МПа		
	Норма	2 спиці	3 спиці
1	4,5	4,3	3,3
2	2,8	2,5	9,0
3	2,0	2,0	11,4
4	2,2	3,1	0,1
5	2,2	2,0	0,3
6	10,8	10,1	9,8
Спиці		160,7	286,2

Таблиця 4. Величини напружень у контрольних точках моделей під впливом навантаження на скручування

Контрольні точки	Напруження, МПа		
	Норма	2 спиці	3 спиці
1	6,7	8,8	7,1
2	7,7	11,2	31,3
3	8,2	9,9	34,3
4	8,0	9	0,4
5	6,5	15,1	1,5
6	4,9	4,3	3,7
Спиці		94,0	181,4

таження на скручування визначило, що мінімальні за величиною напруження 4,9 МПа виникають у верхній третині діафіза, а максимальні — 8,0 МПа у верхній частині медіального надвиростка та 8,2 МПа — у нижній частині латерального. У моделі з уламковим надвиростковим переломом при ПФ двома спицями максимум напружень 15,1 МПа виникає на медіальному надвиростку нижче від лінії перелому, а також 11,2 МПа — в уламковому фрагменті. При ЛФ трьома спицями значно підвищується рівень напружень на латеральному надвиростку — до 34,3 МПа нижче від горизонтальної лінії перелому та до 31,3 МПа — в уламковому фрагменті. На медіальному надвиростку напруження знижуються до мінімуму 0,4 МПа вище від горизонтальної лінії перелому і не перевищують 1,5 МПа нижче від неї, що знову ж є наслідком однобічного встановлення фіксуючих елементів.

Розподіл напружень у спицях при різних варіантах остеосинтезу наведено на рис. 12.

При навантаженнях на скручування при обох варіантах фіксації максимальні значення напружень у спицях визначаються на лінії перелому. На величини цих напружень також впливає симетричність розташування фіксуючих елементів. Так, максимальний рівень напружень у спицях при ПФ визначено на позначці 94,0 МПа, а при ЛФ напруження вдвічі вищі — 181,4 МПа.

Дані про величини напружень у контрольних точках моделей плечової кістки під впливом навантаження на скручування наведені в табл. 4.

Діаграми, які наведено на рис. 13, дозволяють наочно порівняти величини напружень у кісткових елементах і спицях моделей, які виникають під впливом навантаження на скручування.

Як показано на діаграмах, при навантаженнях на скручування перехресна фіксація двома спицями доводить свою перевагу над латеральною фіксацією пучком спиць.

Висновки

Математичне моделювання плечової кістки з надвиростковим уламковим переломом дозволило довести перевагу перехресної фіксації двома спицями над латеральною фіксацією пучком спиць при всіх варіан-

тах навантаження. Особливо це визначається рівнем напружень на уламковому фрагменті, напруження на якому зростають в рази при навантаженнях на скручування та згинання за рахунок несиметричного розташування спиць при латеральній фіксації.

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

Список літератури

1. Isadora Azarias Santos, Mário Augusto Ferreira Crus, Rafael Chaves Souza et al. *Epidemiology of Supracondylar Fractures of the Humerus in Children. Archives of Health Investigation. 2024;13(1):18-23. doi: 10.21270/archi.v13i1.6324.*
2. Binbin Xing, Bin Dong, Xiaoling Che. *Medial-lateral versus lateral-only pinning fixation in children with displaced supracondylar humeral fractures: a meta-analysis of randomized controlled trials. Journal of Orthopaedic Surgery and Research. 2023;18:43. doi: 10.1186/s13018-023-03528-8.*
3. Hanim A., Wafiuddin M., Azfar M.A. et al. *Biomechanical Analysis of Crossed Pinning Construct in Supracondylar Fracture of Humerus: Does the Point of Crossing Matter? Cureus. 2021;13:14043. doi: 10.7759/cureus.14043.*
4. Oztermeli A., Karahan N., Kaya M. *Is Lateral Onset Cross Pin Technique Strong Enough? A Biomechanical Study. The Medical Bulletin of Sisli Etfal Hospital. 2023;57(4):495. doi: 10.14744/SEMB.2023.87528.*
5. Afaque S.F., Singh A., Maharjan R. et al. *Comparison of clinic-radiological outcome of cross pinning versus lateral pinning for displaced supracondylar fracture of humerus in children: a randomized controlled trial. J Clin Orthop Trauma. 2020;11:259-63. doi: 10.1016/j.jcot.2019.01.013.*
6. Тяжелов О.А., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д., Суббота І.А., Хадрі Вадид. *Дослідження механічних властивостей остеосинтезу метафізарних переломів плечової кістки на математичній моделі. Ортопедия, травматология и протезирование. 2011. (1). 35-39. DOI: 10.15674/0030-59872011135-39*
7. Kina O.A., Литовченко В.О., Карпінський М.Ю. *Вибір фіксатора для остеосинтезу переломів плечової кістки у постраждалих з поєднаною торакальною травмою. Медицина сьогодні і завтра. 2014. (4). 97-100.*

8. Voccaccio A., Pappalettere C. *Mechanobiology of Fracture Healing: Basic Principles and Applications in Orthodontics and Orthopaedics*. In: *Theoretical Biomechanics*. Prague: Intech Open, 2011. 21-48. DOI: 10.5772/19420.

9. Cowin S.C. *Bone Mechanics Handbook*. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press, 2001. 980 s.

10. Woo S.L., Abramowitch S.D., Kilger R., Liang R. *Bio-mechanics of knee ligaments: injury, healing, and repair*. *Journal of Biomechanics*. 2006;39(1):1-20. DOI: 10.1016/j.jbio-mech.2004.10.025.

11. Шишков М.М. *Марочник сталей і сплавів: Довідник*. Вид. 3-тє, доповн. Донецьк, 2000. 456 с.

12. Niinomi M. *Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications*. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2008;1(1):30-42. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2007.07.001.

13. Rao S.S. *The Finite Element Method in Engineering*. Butterworth-Heinemann, 2017. 782 s.

14. Kurowski P.M. *Engineering Analysis with COSMOS-Works 2007*. SDC Publications, 2007. 263 s.

Отримано/Received 05.04.2024

Рецензовано/Revised 16.04.2024

Прийнято до друку/Accepted 25.04.2024 ■

Information about authors

Olexandr Burianov, MD, DSc, PhD, Professor, Head of the Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: kaftraum@ukr.net; fax: +380 (44) 288-01-26; phone: +380 (67) 796-68-76; <https://orcid.org/0000-0002-2174-1882>

Volodymyr P. Kvasha, MD, DSc, PhD, Professor, Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: vlkvasha@ukr.net; phone: +380 (50) 381-65-57; <https://orcid.org/0000-0002-7444-6289>

Valeriia Naumenko, PhD-student, Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: valeria.naumenko1@gmail.com; phone: +380 (50) 655-33-27; <https://orcid.org/0000-0002-3228-3450>

Mykhailo Karpinsky, Senior Research Fellow, 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; phone: +380 (67) 571-48-63; <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>

Olexander Yaresko, Junior Research Fellow, 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; phone: +380 (57) 725-14-74; <https://orcid.org/0000-0002-2037-5964>

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

O.A. Burianov¹, V.P. Kvasha¹, V.O. Naumenko¹, M.Yu. Karpinsky², O.V. Yaresko²

¹Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

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

Study of the stress-strain state of the humeral models in supracondylar comminuted fractures in children and adolescents with different options of percutaneous fixation

Abstract. Background. Fracture of the distal epimetaphysis of the humerus in children and adolescents is one of the most common injuries, accounting for 16–50 % of all bone fractures. Currently, there are two main configurations to fix supracondylar fractures in children and adolescents: the crossed pin design and the design with 2 or 3 lateral pins diverging in the coronal plane. The disadvantage of lateral fixation is an increased risk of loss of reposition, which can lead to cubitus varus. A significant problem when using a crossed fixation structure is iatrogenic damage to the ulnar nerve (2–8 %). The purpose was to compare the level of stresses in the humeral model with a supracondylar comminuted fracture with various options of percutaneous fixation under the influence of different loads. **Materials and methods.** A basic finite-element model of the humerus was developed, based on which a model of a supracondylar comminuted fracture was created. Two options of osteosynthesis were modeled: with two pins located crosswise (cross fixation) and a bundle of three pins (lateral fixation). The stress-strain state of the models was studied under the influence of tensile, bending and twisting loads. **Results.** The presence of a comminuted epicondylar fracture of the humerus leads to asymmetric changes in the zone of stress distribution in the epicondyles above and below

the fracture line when performing cross fixation with two pins. In lateral fixation with three pins under the influence of tensile load, the tension in the medial epicondyle is reduced to a minimum and its level is doubled on the lateral epicondyle and especially in the bone fragment. This is related to the one-sided conduction of a bundle of pins. At the same time, the medial epicondyle remains unfixed and, accordingly, the loads on it are practically not transferred. The bone regenerate is too soft to prevent the movement of the distal fragment. However, a more rigid fixation of the lateral epicondyle than in the construction with two pins across, causes an increase in the stress level in the lateral epicondyle and bone fragment. The total size of the cross-sectional area of the pin bundle with lateral fixation ensures a twice lower stress level in them, compared to cross fixation. **Conclusions.** Mathematical modeling of the humerus with a supracondylar comminuted fracture made it possible to prove the advantage of cross fixation with two pins over lateral fixation with a bundle of pins in all load variants. This is especially determined by the stress level of the bone fragment, the stress on which increases many times under twisting and bending loads due to an asymmetric location of pins in lateral fixation.

Keywords: humerus; supracondylar fractures; osteosynthesis

Корж М.О., Хмизов С.О., Кацалап Є.С., Карпінський М.Ю., Яренько О.В.
ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

Дослідження напружено-деформованого стану моделей різних варіантів остеосинтезу кісток гомілки з діафізарними переломами в середній третині у дітей з недосконалим остеогенезом та незавершеним ростом. Частина 2. Кручення

Резюме. Актуальність. Недосконалий остеогенез супроводжується множинними переломами кісток скелета, розвитком прогресуючих деформацій кісток кінцівок і, як наслідок, порушенням функції опори та ходьби. Найпоширенішим засобом стабілізації фрагментів кісток при лікуванні переломів унаслідок недосконого остеогенезу є інтрамедулярні фіксатори різних конструкцій. Лікування цієї хвороби потребує тривалого часу, тому використання внутрішніх фіксаторів без можливості їх подовження під час росту скелета призводить до збільшення частоти повторних хірургічних втручань, обумовлених необхідністю їхньої заміни. **Мета:** дослідити напружено-деформований стан моделей гомілки під впливом навантаження на кручення в умовах перелому обох кісток у середній третині та їх остеосинтезу з використанням інтрамедулярних стрижнів різних конструкцій у дітей з недосконалим остеогенезом і незавершеним ростом. **Матеріали та методи.** Виконане математичне моделювання двох варіантів остеосинтезу кісток гомілки з переломом у середній третині у дітей з недосконалим остеогенезом: 1) стрижень без ротаційної стабільності; 2) стрижень з ротаційною стабільністю. При проведенні досліджень вивчали напружено-деформований стан моделей під впливом навантаження на кручення. **Результати.** Стрижень з ротаційною стабільністю при остеосинтезі великогомілкової кістки дозволяє знизити рівень напружень уздовж лінії перелому до 0,3 МПа. В інших зонах напруження зберігаються на тому ж рівні, що й при використанні ротаційно нестабільного стрижня. Основна перевага, яку надає стрижень з ротаційною стабільністю при остеосинтезі великогомілкової кістки під впливом навантажень на кручення, це зниження рівня напружень уздовж лінії перелому до 0,3 МПа, що має важливе значення при лікуванні дітей з недосконалим остеогенезом. **Висновки.** При навантаженнях на кручення стрижень з ротаційною стабільністю забезпечує в 10 разів нижчий рівень напружень уздовж лінії перелому порівняно з ротаційно нестабільним стрижнем. **Ключові слова:** діти; гомілка; остеосинтез; телескопічний інтрамедулярний стрижень; моделювання

Вступ

Недосконалий остеогенез — це генетична патологія, наслідком якої є порушення формування колагенових волокон, процесів утворення і мінералізації кісткового матриксу та формування кісткової тканини з низькими механічними властивостями [1–4]. Це захворювання супроводжується множинними переломами кісток скелета, розвитком прогресуючих де-

формацій кісток кінцівок і, як наслідок, порушенням функції опори та ходьби. На сьогодні найпоширенішим засобом стабілізації фрагментів кісток при лікуванні переломів кінцівок унаслідок недосконого остеогенезу є інтрамедулярні фіксатори різних конструкцій [5]. Лікування цієї хвороби потребує тривалого часу, тому використання внутрішніх фіксаторів без можливості їх подовження під час росту скелета

© «Травма» / «Trauma» («Trauma»), 2024

© Видавець Заславський О.Ю. / Publisher Zaslavsky O.Yu., 2024

Для кореспонденції: Карпінський Михайло Юрійович, старший науковий співробітник лабораторії біомеханіки, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України», вул. Григорія Сковороди, 80, м. Харків, 61024, Україна; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; тел.: +380 (67) 571-48-63

For correspondence: Mykhailo Karpinsky, Senior Research Fellow at the Biomechanics Laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Hryhoriya Skovorody st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; phone: +380 (67) 571-48-63

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

призводить до збільшення частоти повторних хірургічних втручань, обумовлених необхідністю їхньої заміни. Отже, необхідність розробки та обґрунтування телескопічних інтрамедулярних фіксаторів для лікування пацієнтів із недосконалим остеогенезом та незавершеним ростом не викликає сумніву.

Мета: дослідити напружено-деформований стан моделей гомілки під впливом навантаження на кручення в умовах перелому обох кісток у середній третині та їх остеосинтезу з використанням інтрамедулярних стрижнів різних конструкцій у дітей з недосконалим остеогенезом і незавершеним ростом.

Матеріали та методи

За основу була обрана модель дистального кінця нижньої кінцівки, розроблена в лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» [6] (рис. 1).

Було виконане математичне моделювання варіантів остеосинтезу кісток гомілки з переломом у середній третині у дітей з недосконалим остеогенезом. Моделювали 2 варіанти остеосинтезу великогомілкової кістки: 1) стрижень без ротаційної стабільності (типу Фасье-Дюваль); 2) стрижень з ротаційною стабільністю конструкції ІПХС [7].

Остеосинтез малоомілкової кістки при всіх варіантах не моделювали. Прошарок між фрагментами малоомілкової кістки заповнювали матеріалом з властивостями міжуламкового регенерату. Модель з діафізарними переломами кісток гомілки в середній третині та інтрамедулярним остеосинтезом наведена на рис. 2

Матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як кінцевий елемент був обраний 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. При обранні механічних властивостей біологічних тканин враховували той факт, що при недосконалості остеогенезу кісткова тканина має низьку механічну міцність, на що звертали увагу при вивченні літературних джерел [8–11]. Характеристики штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури [12]. Механічні характеристики матеріалів, що використовували в розрахунках, наведені в табл. 1.

При проведенні досліджень вивчали напружено-деформований стан моделей під впливом навантаження на кручення. Для цього до тибіального плато великогомілкової кістки приклали крутний момент величиною 5 Нм. Стопа моделей була жорстко



Рисунок 1. Базова модель гомілки без ушкоджень кісток



Рисунок 2. Модель гомілки з переломом обох кісток у середній третині та інтрамедулярним остеосинтезом



Рисунок 3. Схеми навантаження моделей на кручення

Таблиця 1. Механічні характеристики матеріалів, що використовували при моделюванні

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кортикальна кістка	12 240	0,30
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящова тканина	5,58	0,45
Міжуламковий регенерат	1,00	0,45
Легована сталь	210 000	0,30

закріплена. Схеми навантаження моделей наведено на рис. 3.

Для порівняння різних варіантів остеосинтезу проводили реєстрацію величин напружень у моделях у певних контрольних точках. Схема розташування контрольних точок наведена на рис. 4.

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

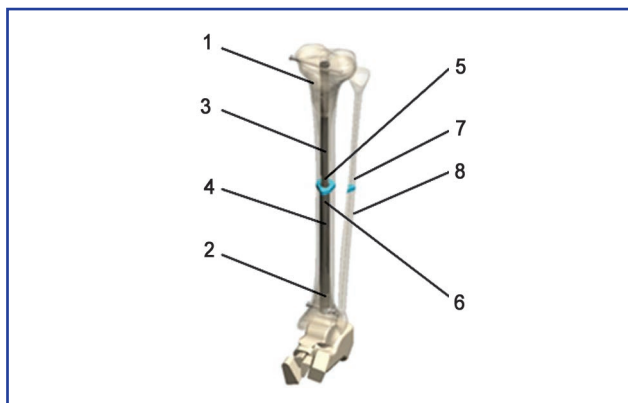


Рисунок 4. Схема розташування контрольних точок, у яких проводили реєстрацію величин напружень у моделях: 1 — проксимальний метафіз великоомілкової кістки; 2 — дистальний метафіз великоомілкової кістки; 3 — дистальний кінець проксимального фрагмента великоомілкової кістки; 4 — проксимальний кінець дистального фрагмента великоомілкової кістки; 5 — проксимальний фрагмент великоомілкової кістки в зоні перелому; 6 — дистальний фрагмент великоомілкової кістки в зоні перелому; 7 — дистальний кінець проксимального фрагмента малоомілкової кістки; 8 — проксимальний кінець дистального фрагмента малоомілкової кістки

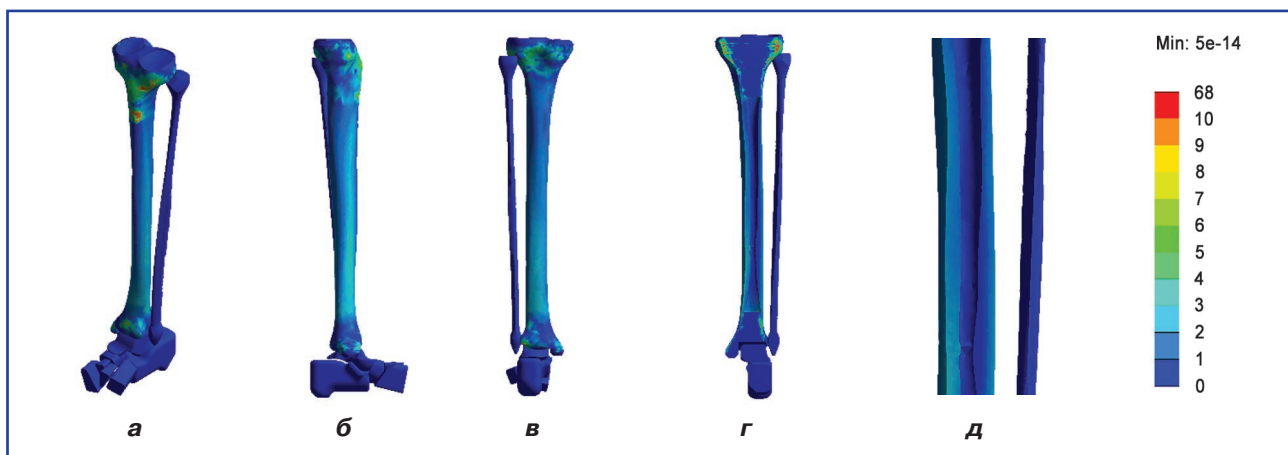


Рисунок 5. Картина розподілу напружень у моделі гомілки в нормі під впливом навантаження на кручення: а — загальний вигляд; б — вигляд з медіального боку; в — вигляд ззаду; г — розтин великоомілкової кістки; д — зона перелому

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

Результати

При дослідженні моделей на кручення першим етапом вивчали напружено-деформований стан моделі гомілки без ушкоджень. Картину розподілу напружень у цій моделі під впливом навантаження на кручення можна спостерігати на рис. 5.

За відсутності ушкоджень кісток гомілки при навантаженні на кручення найбільші напруження виникають у великоомілкової кістки й сягають значення 6,5 МПа на її проксимальному кінці та 3,9 МПа на дистальному. У діафізарній частині величини напружень не перевищують 1,6 МПа. Малоомілкової кістки залишається практично ненавантаженою, про що свідчить низький рівень напружень у ній — 0,1 МПа.

На рис. 6 наведена картина напружено-деформованого стану моделі з остеосинтезом великоомілкової кістки інтрамедулярним стрижнем без ротаційної стабільності.

Остеосинтез великоомілкової кістки ротаційно нестабільним стрижнем при навантаженні на кручення призводить до підвищення рівня напружень в її проксимальному відділі до 9,3 МПа, водночас дозволяє знизити рівень напружень в її діафізі, де вони визначаються в межах від 0,1 до 0,2 МПа. Особливу увагу слід приділити тому факту, що вздовж лінії перелому в дистальному фрагменті великоомілкової кістки рівень напруження зростає до 3,1 МПа. Відсутність ротаційної стабільності також призводить до підвищення напружень у діафізі малоомілкової кістки до 1,5 та 2,2 МПа в дистальному та проксимальному фрагментах відповідно.

Розглянемо, як змінюється картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломами обох кісток у середній третині під впливом навантаження на кручення.

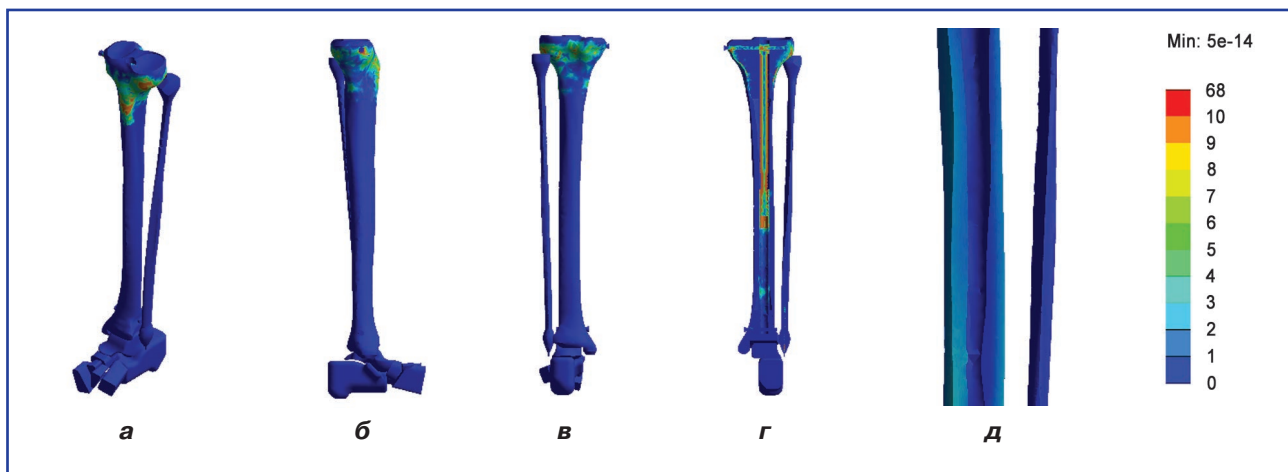


Рисунок 6. Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломами обох кісток у середній третині під впливом навантаження на кручення. Остеосинтез стрижнем без ротаційної стабільності: а – загальний вигляд; б – вигляд з медіального боку; в – вигляд ззаду; г – розтин великогомілкової кістки; д – зона перелому

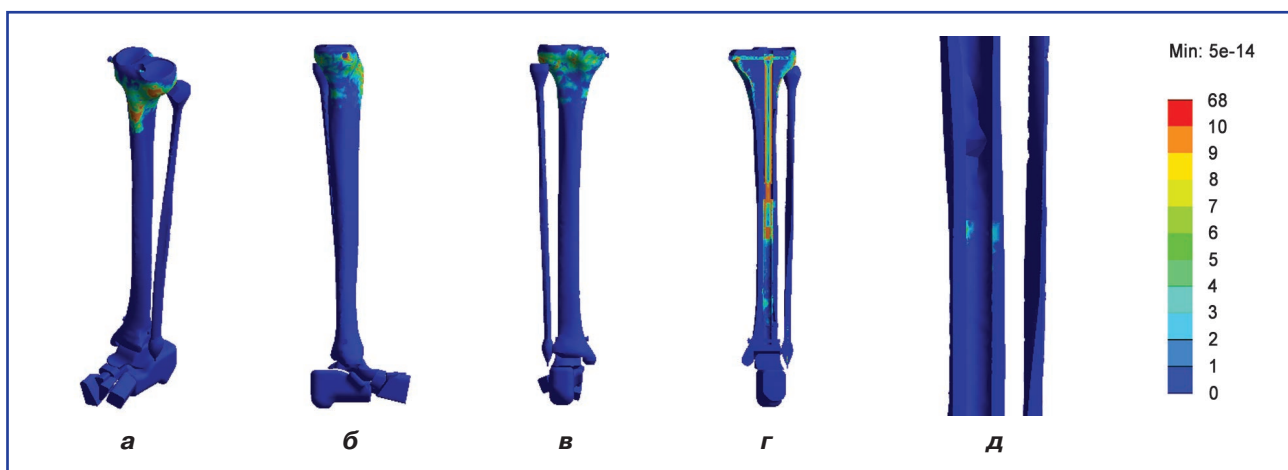


Рисунок 7. Картина розподілу напружень у моделі. Остеосинтез стрижнем із ротаційною стабільністю: а – загальний вигляд; б – вигляд з медіального боку; в – вигляд ззаду; г – розтин великогомілкової кістки; д – зона перелому

Таблиця 2. Величини напружень у моделі гомілки з переломами обох кісток у середній третині під впливом навантаження на кручення. Остеосинтез стрижнями

Контрольні точки	Напруження, МПа		
	Норма	Ротаційно нестабільний стрижень	Ротаційно стабільний стрижень
1	6,5	9,3	9,3
2	3,9	0,4	0,4
3	1,3	0,1	0,1
4	1,6	0,2	0,2
5	1,1	0,1	0,1
6	1,1	3,1	0,3
7	0,1	2,2	2,1
8	0,1	1,7	1,5

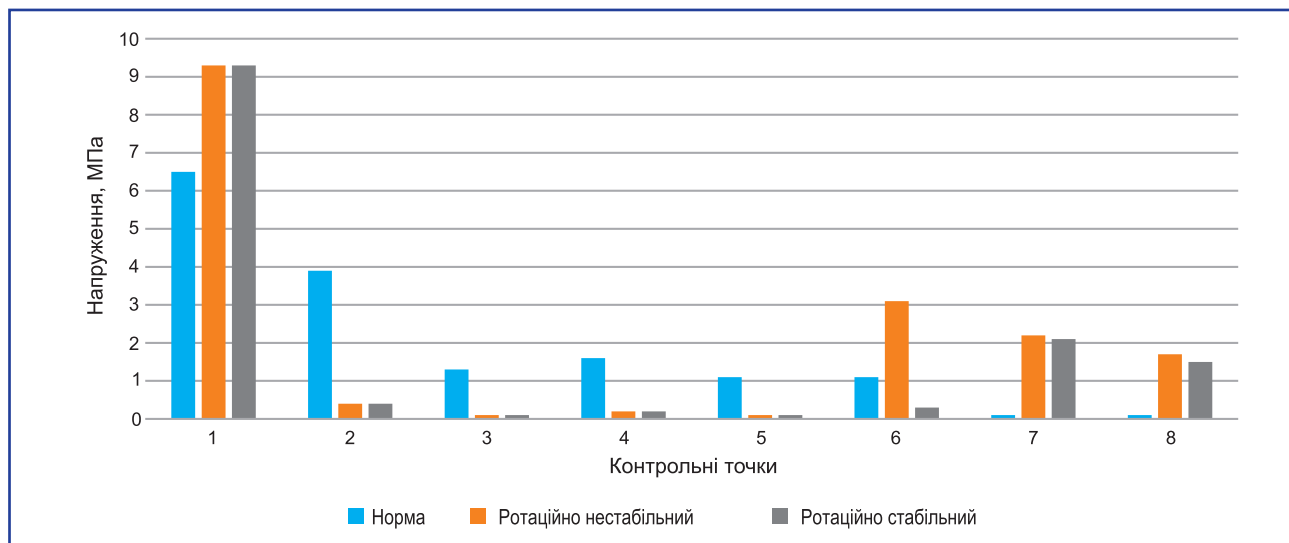


Рисунок 8. Діаграма напружень у моделі гомілки з переломами обох кісток у середній третині під впливом навантаження на кручення. Остеосинтез стрижнями

ня при використанні для остеосинтезу стрижня з ротаційною стабільністю (рис. 7).

Стрижень з ротаційною стабільністю при остеосинтезі великогомілкової кістки дозволяє знизити рівень напружень уздовж лінії перелому до 0,3 МПа. В інших зонах напруження зберігаються на тому ж рівні, що й при використанні ротаційно нестабільного стрижня.

Значення величини напружень у контрольних точках моделей гомілки з переломами обох кісток у середній третині під впливом навантаження на кручення в умовах остеосинтезу інтрамедулярними стрижнями наведені в табл. 2.

Більш наочно порівняти величини напружень у контрольних точках моделей гомілки з переломами обох кісток у середній третині під впливом навантаження на кручення в умовах остеосинтезу інтрамедулярними стрижнями можна за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 8.

Як бачимо, основна перевага, яку надає стрижень з ротаційною стабільністю при остеосинтезі великогомілкової кістки під впливом навантажень на кручення, це зниження рівня напружень уздовж лінії перелому до 0,3 МПа, що має важливе значення при лікуванні дітей з недосконалим остеогенезом. В інших зонах напруження зберігаються на тому ж рівні, що й при використанні ротаційно нестабільного стрижня.

Висновки

При навантаженні на кручення стрижень з ротаційною стабільністю забезпечує в 10 разів нижчий рівень напружень уздовж лінії перелому порівняно із ротаційно нестабільним стрижнем.

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

Список літератури

- Jepsen K.J., Goldstein S.A., Kuhn J.L., Schaffler M.B., Bonadio J. Type-I collagen mutation compromises the post-yield behavior of Mov13 long bone. *Journal of Orthopaedic Research*. 1996; 14(3): 493-499. doi: 10.1002/jor.1100140320.
- Lehmann H.W., Herbold M., Von Bodman J., Karbowski A., Stücker R. Osteogenesis imperfecta Aktuelles Therapiekonzept. *Monatsschrift Kinderheilkunde*. 2000; 148(11): 1024-1029. doi: 10.1007/s001120050687.
- Sillence D.O., Senn A., Danks D.M. Genetic heterogeneity in osteogenesis imperfecta. *Journal of Medical Genetics*. 1979; 16(2): 101-116. doi: 10.1136/jmg.16.2.101.
- Sillence D., Danks D. Differentiation of genetically distinct varieties of osteogenesis imperfecta in newborn period. In *Clinical Research*. 1978; 26(2): A178-A178.
- El-Adl G., Khalil M.A., Enan A., Mostafa M.F., El-Lakkany M.R. Telescoping versus non-telescoping rods in the treatment of osteogenesis imperfecta. *Acta Orthopaedica Belgica*. 2009; 75(2): 200.
- Хмизов С.О., Кацалап Є.С., Карпінський М.Ю., Яреско О.В. Дослідження деформацій кісткового регенерату за різних варіантів остеосинтезу кісток гомілки в разі їхнього уродженого псевдоартрозу. *Ортопедія, травматологія та протезування*. 2022. (1-2). 49-54. <https://doi.org/10.15674/0030-598720221-249-54>.
- Пат. на корисну модель UA № 114597U, A61B17/72. Пристрій для хірургічного лікування деформації стегнових кісток у дітей з незавершеним ростом / Хмизов С.О., Пашенко А.В., Ковальов А.М. (Патенто власник ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Суменка НАМН України»). Заявка у201610052 від 03.10.2016. Опубл. 10.03.2017, бюл. № 5.
- Bone mechanics handbook. Edited by Stephen C. Cowin. CRC Press Reference, 2001.
- Vidal-Lesso A., Ledesma-Orozco E., Daza-Benitez L., Lesso-Arroyo R. Mechanical Characterization of

Femoral Cartilage Under Unicompartimental Osteoarthritis. Ingeniería Mecánica Tecnología Y Desarrollo. 2014; 4 (6): 239-246.

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

11. Khmyzov S.O., Katsalap Ye.S., Karpinsky M.Ju., Karpinska O. *Experimental study of bone density in patients with congenital pseudoarthrosis of the tibia before and after surgery. Wiadomości Lekarskie. 2022; LXXV (9). Part 1: 2112-2120. DOI: 10.36740/WLek202209112.*

12. Сорокин В.Г., Волосникова А.В., Вяткин С.А. и др. *Марочник сталей и сплавов. Под ред. В.Г. Сорокина. Москва: Машиностроение, 1989. 640 с.*

13. Kumar K., Zindani D., Davim J.P. *Mastering Solid-Works. Practical Examples. Springer Cham, 2020: 316. doi: 10.1007/978-3-030-38901-7.*

14. Rao S.S. *The Finite Element Method in Engineering: Fifth Edition. Editeur: Elsevier Science. Année de Publication, 2010: 726.*

Отримано/Received 05.01.2024

Рецензовано/Revised 14.01.2024

Прийнято до друку/Accepted 25.01.2024 ■

Information about authors

Mykola Korzh, MD, DSc, PhD, Professor, Honored Worker of Science and Technology of Ukraine, Laureate of the State Prize of Ukraine, Advisor at the Directorate of the State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: mykkorzh@gmail.com; phone: +380 (57) 725-14-00; <https://orcid.org/0000-0002-0489-3104>

Sergiy Khmyzov, MD, DSc, PhD, Professor, Head of the Department of Pediatric Spine and Joint Pathology, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: s.khmyzov@gmail.com; phone: +380 (50) 183-14-03; <https://orcid.org/0000-0002-6725-0915>

Yelizaveta Katsalap, Junior Research Fellow at the Department of Pediatric Spine and Joint Pathology, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: lizaveta27@ukr.net; phone: +380 (98) 406-22-21; Assistant at the Department of Sports, Physical and Rehabilitation Medicine, Physical Therapy, Occupational Therapy, Kharkiv National Medical University, Kharkiv, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0002-8193-4360>

Mykhailo Karpinsky, Senior Research Fellow at the 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; phone: +380 (67) 571-48-63; <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>

Olexander Yaresko, Junior Research Fellow at the 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; phone: +380 (57) 725-14-74; <https://orcid.org/0000-0002-2037-5964>

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

M.O. Korzh, S.O. Khmyzov, E.S. Katsalap, M.Yu. Karpinsky, O.V. Yaresko
State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

Study of the stress-strain state of models of various options for osteosynthesis of tibia bones with diaphyseal fractures in the middle third in children with imperfect osteogenesis and incomplete growth. Part 2. Torsion

Abstract. Background. Osteogenesis imperfecta is accompanied by multiple fractures of skeletal bones, the development of progressive deformations of the limb bones and, as a result, impaired support, and walking. The most common mean for stabilizing bone fragments in the treatment of fractures due to osteogenesis imperfecta are intramedullary fixators of various designs. The treatment of this disease requires a long time, therefore, the use of internal fixators without the possibility of their extension during skeletal growth leads to an increase in the frequency of repeated surgical interventions due to the need for their replacement. Goal: to investigate the stress-strain state of the lower leg models under the influence of torsional load in conditions of a fracture of both bones in the middle third and their osteosynthesis using intramedullary rods of various designs in children with osteogenesis imperfecta and incomplete growth. **Materials and methods.** Mathematical modeling was carried out of two options for osteosynthesis of tibia

bones with a fracture in the middle third in children with osteogenesis imperfecta: 1) a rod without rotational stability; 2) a rod with rotational stability. During the research, the stress-strain state of the models under the influence of torsional load was studied.

Results. A rod with rotational stability during tibial osteosynthesis allows reducing the stress along the fracture line to 0.3 MPa. In other zones, the stress remains at the same level as when using a rotationally unstable rod. The main advantage provided by a rod with rotational stability in tibial osteosynthesis under the influence of torsional loads is the reduction of the stress along the fracture line to 0.3 MPa, which is important in the treatment of children with osteogenesis imperfecta. **Conclusions.** Under torsional loads, a rod with rotational stability provides a 10 times lower stress along the fracture line compared to a rotationally unstable rod.

Keywords: children; tibia; osteosynthesis; growing intramedullary rod; modeling

Бур'янов О.А.¹, Кваша В.П.¹, Чекушин Д.А.¹, Задніченко М.О.¹, Карпінський М.Ю.², Яресько О.В.²

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

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

Напружено-деформований стан надплечово-ключичного суглоба при ушкодженні зв'язок ключично-акроміального суглоба і різних способах фіксації

Резюме. Актуальність. Існують два основних способи фіксації акроміального кінця ключиці за допомогою металевих конструкцій: гачкоподібна пластина (*hook plate*) і спосіб Вебера (*tension band wiring*). Недоліки сучасних фіксуючих конструкцій негативно впливають на результати лікування, що потребує розробки новітніх засобів для стабілізації акроміального кінця ключиці. **Мета:** провести порівняльний аналіз фіксації акроміального кінця ключиці за Вебером, *hook plate* і запропонованою конструкцією шляхом вивчення напружено-деформованого стану надплечово-ключичного суглоба при поєднаному ушкодженні *lig. acromioclaviculare inferior* і *lig. acromioclaviculare superior* і різних способах фіксації. **Матеріали та методи.** У даному дослідженні моделювали поєднане ушкодження зв'язок надплечово-ключичного суглоба, а саме *lig. acromioclaviculare inferior* і *lig. acromioclaviculare superior* з фіксацією акроміального кінця ключиці трьома способами: за Вебером, *hook plate* і запропонованою конструкцією. Використовували навантаження, які діють на надплечово-ключичний суглоб при відведенні верхньої кінцівки на кут 90°. **Результати.** Встановлено, що всі типи фіксаторів при ушкодженні *lig. acromioclaviculare inferior* і *lig. acromioclaviculare superior* дозволяють отримати приблизно однаковий рівень напружень у кісткових елементах моделі. Винятком є фіксація за Вебером, при якій напруження на акроміальному кінці ключиці й акроміальному виростку лопатки збільшуються в декілька разів, що може бути причиною руйнування кісткової тканини в зоні контакту з металевими елементами. Напруження в самому дроті навіть можуть перевищувати межу міцності хірургічної сталі і, як наслідок, стати причиною його розриву. Фіксатор шарнірного типу забезпечує як найкращий розподіл напружень у кісткових елементах моделі, так і досить низький рівень напружень у неушкоджених зв'язках. З точки зору величин напружень в елементах моделі *hook plate* має непогані показники при відокремлених ушкодженнях зв'язок і займає проміжне положення за всіма дослідженими показниками. За критерієм мінімізації величини відносних деформацій у зв'язках ключично-лопаткового зчленування при ушкодженні *lig. acromioclaviculare inferior* і *lig. acromioclaviculare superior* кращі результати показав метод фіксації за Вебером. Але результати дослідження розподілу напружень у даній моделі зводять нанівець переваги мінімізації деформацій неушкоджених зв'язок. **Висновки.** Фіксація акроміального кінця ключиці за Вебером забезпечує добрі результати з точки зору зниження рівня напружень і відносних деформацій в неушкоджених зв'язках, але призводить до підвищення в кілька разів рівня напружень на акроміальному кінці ключиці та акроміальному виростку лопатки. Рівень напружень у дроті при відведенні кінцівки при ушкодженні зв'язок ключично-акроміального з'єднання

може перевищувати межу міцності, що може бути причиною розриву дроту і, як наслідок, втрати стабільності надплечово-ключичного суглоба. Фіксатор *hook plate* займає проміжне положення за показниками розподілу напружень у моделі, але за показником відносних деформацій у неушкоджених зв'язках показав найгірший результат. Фіксатор запропонованої конструкції забезпечує найкращий баланс як за критерієм розподілу напружень в елементах моделі, так і за величиною відносних деформацій у неушкоджених зв'язках.

Ключові слова: надплечово-ключичний суглоб; зв'язки; фіксація

Вступ

Вивихи акроміального кінця ключиці (АКК) — поширена травма, яка становить 3–26 % від усіх вивихів і 10 % від травм плечового поясу, найчастіше трапляється в молодих чоловіків працездатного віку, що робить цю проблему соціально значущою [1].

Існують два основних способи фіксації АКК за допомогою металевих конструкцій: гачкоподібна пластина (*hook plate*), запропонована G.E. Fade, J.E. Scullion (2002) [2], і спосіб Вебера (*tension band wiring*) [3].

Кожний спосіб застосування металевих конструкцій має свої переваги й недоліки. При застосуванні способу Вебера це порушення цілісності дроту і спиць, руйнація акроміального виростка лопатки й акроміального кінця ключиці, міграція спиць, які зумовлені механічними властивостями даних конструкцій [4]. Серед недоліків використання *hook plate*: біль у плечі, руйнація кісткової тканини, особливо в ділянці акроміального виростка, і субакроміальний конфлікт [5].

Недоліки сучасних фіксуючих конструкцій негативно впливають на результати лікування, що потребує розробки новітніх засобів для стабілізації АКК.

Мета: провести порівняльний аналіз фіксації акроміального кінця ключиці за Вебером, *hook plate* і запропонованою конструкцією шляхом вивчення напружено-деформованого стану надплечово-ключичного суглоба (НКС) при поєднаному ушкодженні *lig. acromioclaviculare inferior* і *lig. acromioclaviculare superior* і різних способах фіксації.

Матеріали та методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» була побудована скінченно-елементна модель надплечово-ключичного суглоба, яка складалася з лопатки, ключиці та зв'язок надплечово-ключичного і дзьобо-ключичного комплексів (рис. 1).

У даному дослідженні моделювали поєднане ушкодження зв'язок надплечово-ключичного суглоба, а саме *lig. acromioclaviculare inferior* і *lig. acromioclaviculare superior* (рис. 2).

При кожному варіанті ушкодження зв'язок НКС моделювали фіксацію АКК трьома способами: за Вебером, *hook plate* і запропонованою конструкцією [6] (рис. 3).

При моделюванні матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент був обраний 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Механічні властивості матеріалів відібрано з джерел літератури [7–11]. Використані характеристики (E — модуль пружності Юнга, ν — коефіцієнт Пуассона) наведені в табл. 1.

При проведенні дослідження моделювали навантаження, які діють на НКС при відведенні верхньої кінцівки на кут 90° . До моделей приклали сили, які імітували дію м'язів: середня порція дельтоподібного м'яза (*middle deltoid*) — 173,4 Н, передня порція дельтоподібного м'яза (*anterior deltoid*) — 121,9 Н, задня порція дельтоподібного м'яза (*posterior deltoid*) — 371,3 Н, надостистий м'яз (*supraspinatus*) — 190,7 Н, підлопатковий м'яз (*subscapularis*) — 1029,8 Н, підостистий м'яз (*infraspinatus combined*) — 55,6 Н [12]. Схема навантаження моделі наведена на рис. 4.

Для порівняння величин напружень в елементах моделей з різними ушкодженнями й варіантами фіксації були обрані контрольні точки. Схема розташування контрольних точок наведена на рис. 5 і в табл. 2.

Максимальний рівень напружень реєстрували у зв'язках, кісткових елементах і на металевих конструкціях. Окрім того, вивчали величини відносних деформацій у зв'язках. Побудову моделі здійснювали в програмі *SolidWorks* [13]. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували з використанням програми *ANSYS* [14].

Таблиця 1. Механічні характеристики використаних матеріалів

Матеріал	Модуль пружності Юнга E , МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν	Межа міцності, МПа
Кортикальна кістка	18 350,0	0,3	170,0
Губчаста кістка	1040,0	0,3	10,0
Зв'язки	330,0	0,4	
Хрящ	5,58	0,44	
Хірургічна сталь AISI 316L	200 000	0,30	505,0

Таблиця 2. Контрольні точки

Контрольні точки	Анатомічна ділянка	Елемент моделі
1	Латеральний край	Лопатка
2	Медіальний край	
3	Виїмка лопатки	
4	Дзьобоподібний відросток	
5	Акроміальний відросток	
6	Акроміальний кінець	Ключиця
7	Грудинний кінець	
8	Тіло	
9	Конічна (lig. conoideum)	Зв'язки
10	Трапецієподібна (lig. trapezoideum)	
11	Верхня надплечово-ключична (lig. acromioclaviculare superior)	
12	Нижня надплечово-ключична (lig. acromioclaviculare inferior)	

Результати

На першому етапі роботи був проведений аналіз напружено-деформованого стану моделі без ушкодження зв'язкового апарату. Розподіл напружень у кісткових елементах моделі в нормі наведений на рис. 6.

Проведене дослідження дозволило визначити, що в умовах неушкоджених зв'язок НКС відведення верхньої кінцівки викликає напруження елементів моделі, які набувають максимального значення 81,8 МПа у середній частині ключиці, а мінімальний рівень напружень — 3,0 МПа спостерігається на її грудинному кінці. На лопатці найбільш напруженим — 32,5 МПа виявляється край її виїмки, мінімальні напруження 11,2 МПа виникають по її медіальному краю. Серед зв'язок найбільший рівень напружень зафіксовано на lig. trapezoideum — 50,6 МПа, найнижчий — на lig. acromioclaviculare superior — 39,5 МПа.

На другому етапі роботи вивчали зміни напружено-деформованого стану моделі при ушкоджених зв'язках НКС. Картина розподілу напружень у моделі з ушкодженням lig. acromioclaviculare inferior і lig. acromioclaviculare superior наведена на рис. 7.

Розрив обох зв'язок НКС призводить до зниження напружень на акроміальному виростку лопатки до мінімальних значень 1,0 МПа, що є наслідком відсутності механізму його навантаження, тобто саме зв'язок. У свою чергу, це призводить до того, що все навантаження зі стабілізації НКС бере на себе ключично-дзьобоподібний зв'язковий комплекс, що визначається підвищенням рівня напружень на дзьобоподібному виростку до 81,7 МПа. Аналогічна картина спостерігається і на ключиці, де напруження на акроміальному кінці падають до 0,1 МПа, але в її середній частині підвищуються до 120,0 МПа. Відповідно зв'язки ключично-дзьобоподібного комплексу мають підвищене навантаження, що призводить до збільшення їх напруження в 3 рази порівняно з моделлю в нормі, а саме до

134,5 і 147,0 МПа на lig. conoideum і lig. trapezoideum відповідно.

Розподіл напружень у кісткових елементах моделі при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior і lig. acromioclaviculare superior з фіксацією АКК за Вебером наведено на рис. 8.

Як і при попередніх варіантах моделювання ушкоджень окремих зв'язок НКС, виконання фіксації АКК спицями і серкляжним дротом викликає значне підвищення рівня напружень на АКК до 227,0 МПа і на акроміальному виростку лопатки — до 451,0 МПа. При цьому напруження в самому дроті сягають позначки 845,3 МПа, що в 1,5 раза перевищує межу міцності хірургічної сталі, з якої він виготовлений. Але напруження в неушкоджених зв'язках ключично-дзьобоподібного комплексу знижуються до рівня, нижчого за модель без ушкоджень.

На рис. 9 наведено розподіл напружень у кісткових елементах моделі з ушкодженням lig. acromioclaviculare inferior і lig. acromioclaviculare superior при фіксації АКК hook plate.

При ушкодженні обох зв'язок НКС hook plate дозволяє знизити рівень напружень у ключиці практично до рівня норми, але напруження на дзьобоподібному виростку лопатки залишаються на досить високому рівні — 90,0 МПа. Також значні напруження виникають на акроміальному виростку — 55,3 МПа і по краю виїмки лопатки — 54,2 МПа. При цьому напруження самої пластини підвищуються до 433,3 МПа, що досить близько до межі міцності матеріалу, з якого вона виготовлена. Напруження на неушкоджених зв'язках хоч і знижуються порівняно з моделлю без фіксації, але залишаються на досить високому рівні — 97,2 і 76,7 МПа на lig. conoideum і lig. trapezoideum відповідно.

Напружено-деформований стан моделі з ушкодженням lig. acromioclaviculare inferior і lig. acromioclaviculare superior при фіксації АКК запропонованою конструкцією наведено на рис. 10.

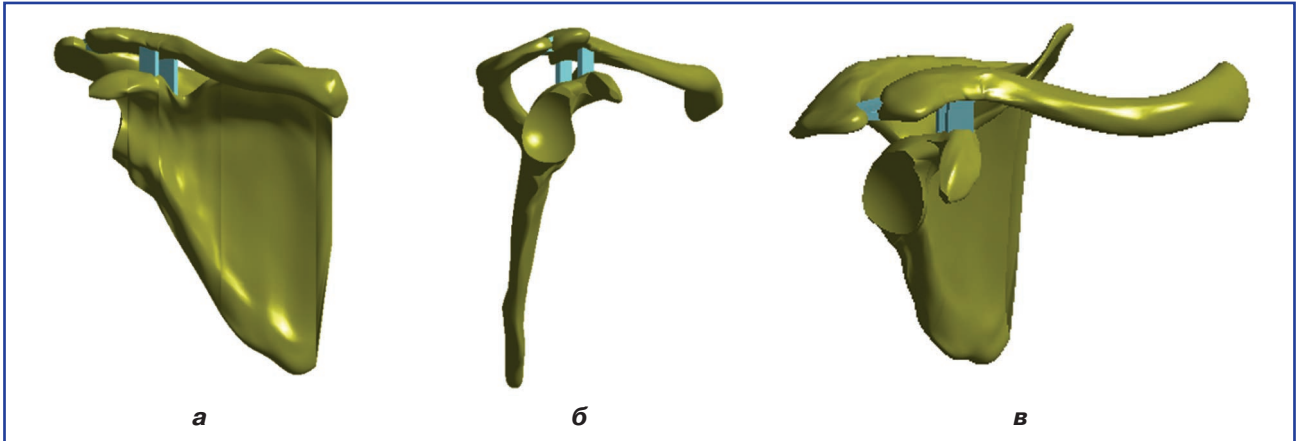


Рисунок 1. Модель плечолопаткового зчленування: а) вигляд у фронтальній площині; б) вигляд у сагітальній площині; в) вигляд зверху

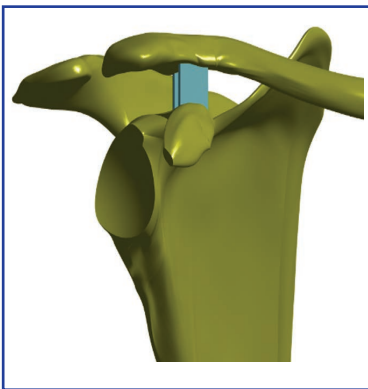


Рисунок 2. Варіанти моделі з ушкодженням *lig. acromioclaviculare inferior* і *lig. acromioclaviculare superior*

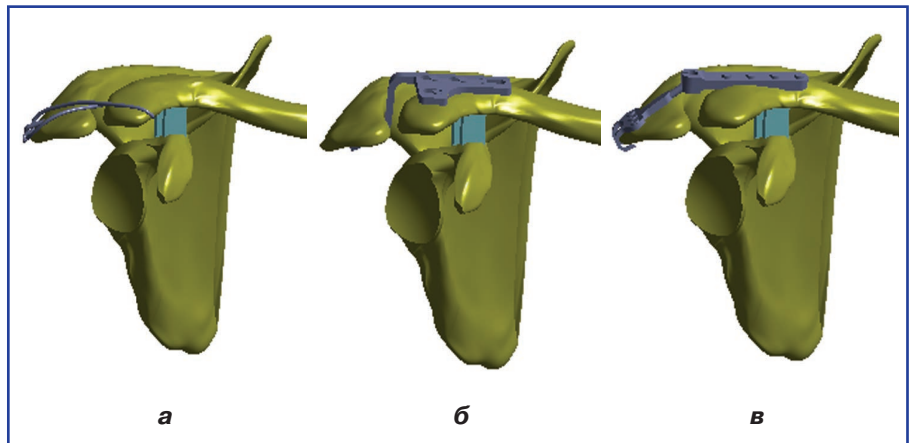


Рисунок 3. Моделі з фіксацією акроміального кінця ключиці: а) за Вебером; б) hook plate; в) фіксатором запропонованої конструкції

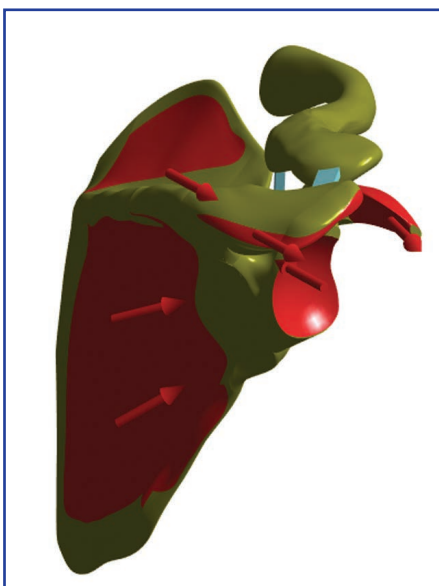


Рисунок 4. Схема навантаження моделі

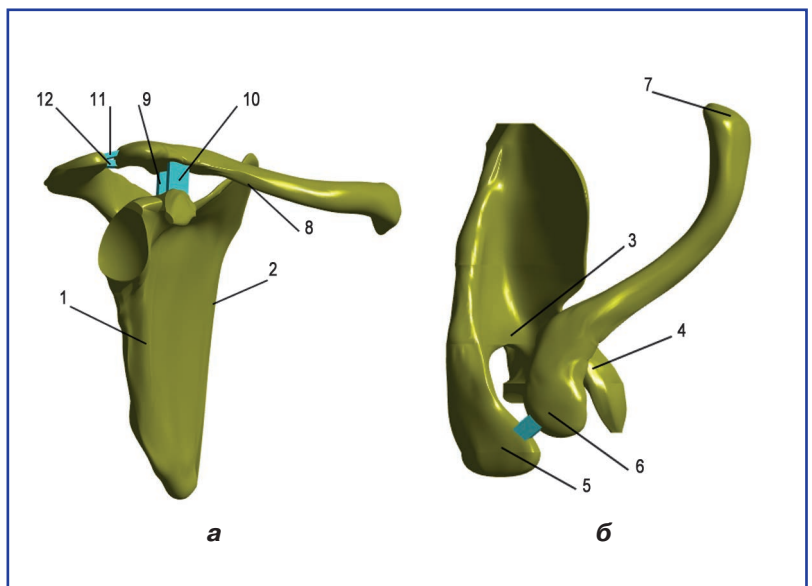


Рисунок 5. Схема розташування контрольних точок: а) вигляд спереду; б) вигляд зверху

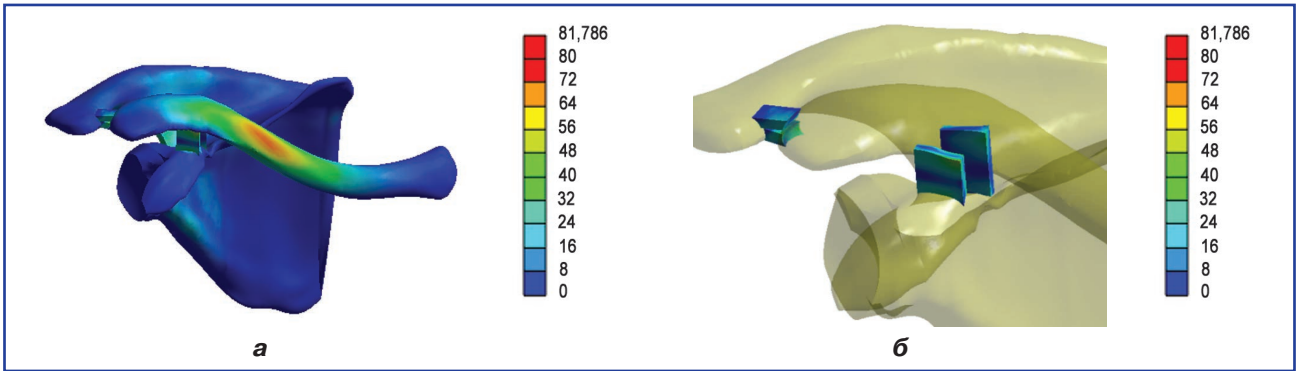


Рисунок 6. Розподіл напружень в елементах моделі в нормі: а) у кісткових елементах; б) у зв'язках

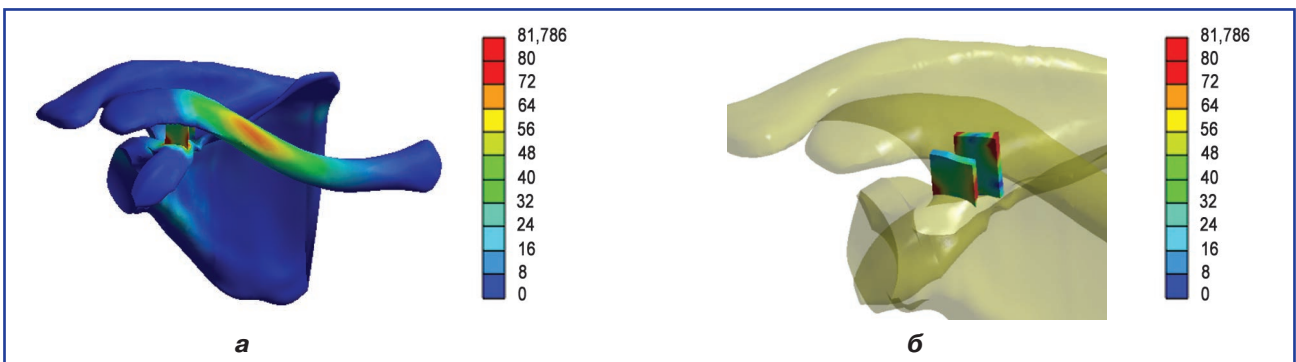


Рисунок 7. Розподіл напружень в елементах моделі з ушкодженням ліг. acromioclaviculare inferior та ліг. acromioclaviculare superior: а) у кісткових елементах; б) у зв'язках

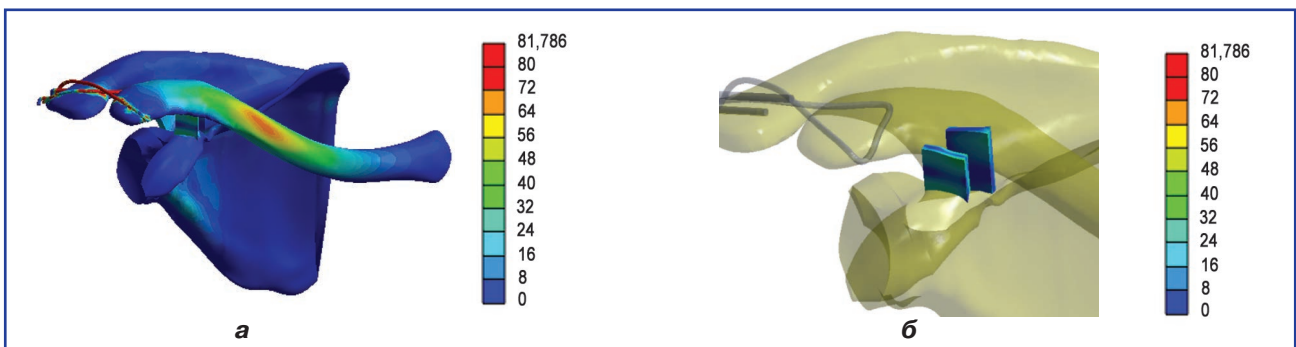


Рисунок 8. Розподіл напружень в елементах моделі з ушкодженням ліг. acromioclaviculare inferior і ліг. acromioclaviculare superior при фіксації акроміального кінця ключиці за Вебером: а) у кісткових елементах; б) у зв'язках

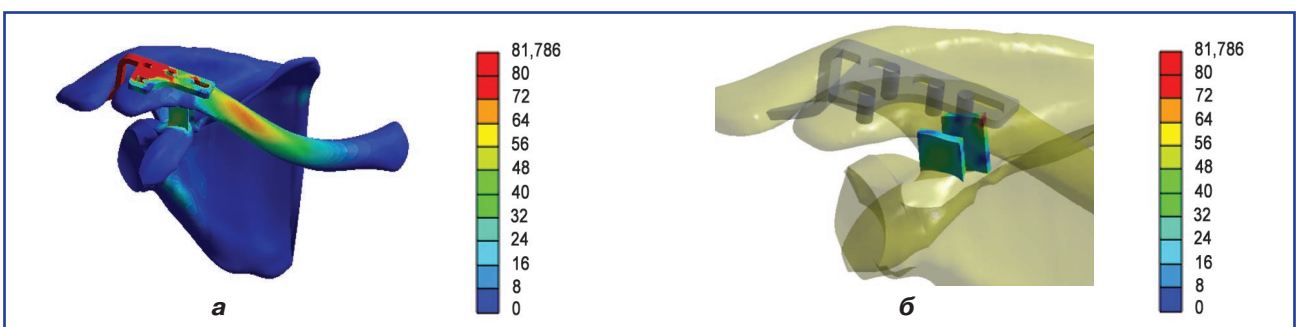


Рисунок 9. Розподіл напружень в елементах моделі з ушкодженням ліг. acromioclaviculare inferior і ліг. acromioclaviculare superior при фіксації акроміального кінця ключиці фіксатором hook plate: а) у кісткових елементах; б) у зв'язках

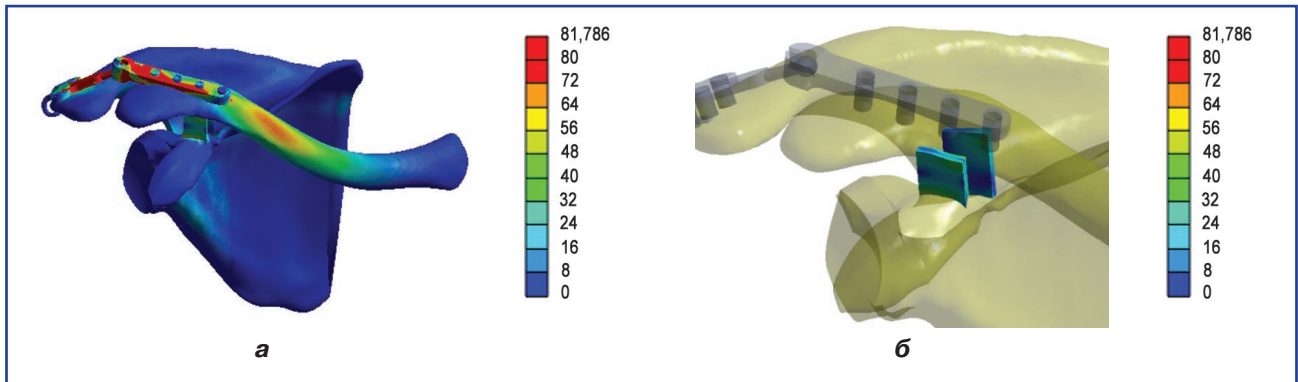


Рисунок 10. Розподіл напружень в елементах моделі з ушкодженням *lig. acromioclaviculare inferior* і *lig. acromioclaviculare superior* при фіксації акроміального кінця ключиці запропонованою конструкцією: а) у кісткових елементах; б) у зв'язках

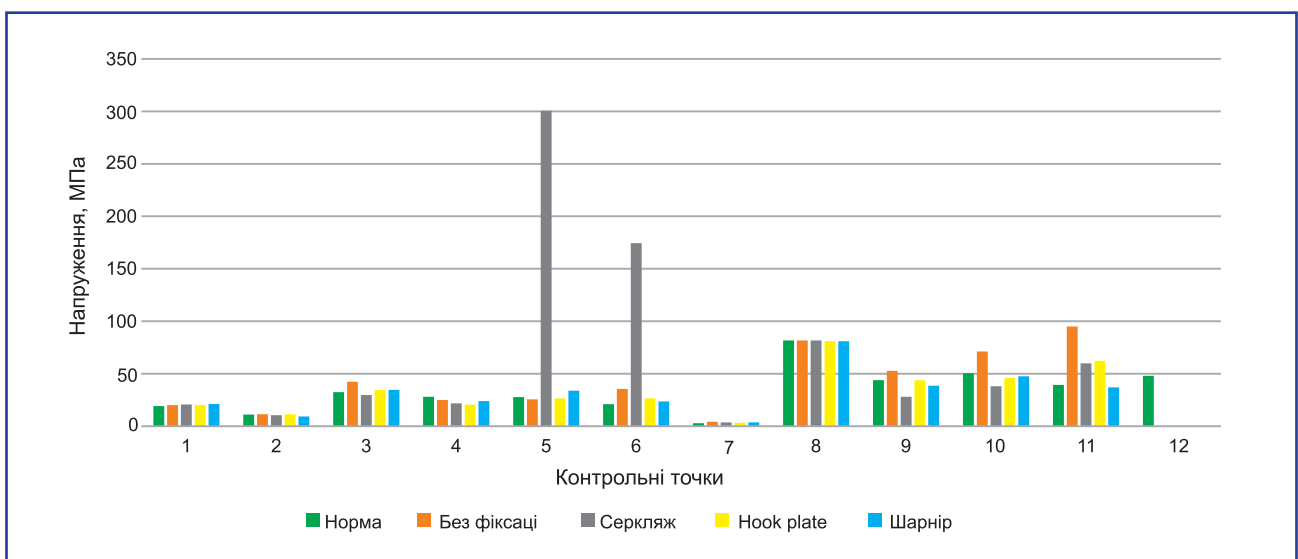


Рисунок 11. Діаграма величин напружень у контрольних точках моделі з ушкодженням *lig. acromioclaviculare inferior* і *lig. acromioclaviculare superior* при різних варіантах фіксації акроміального кінця ключиці

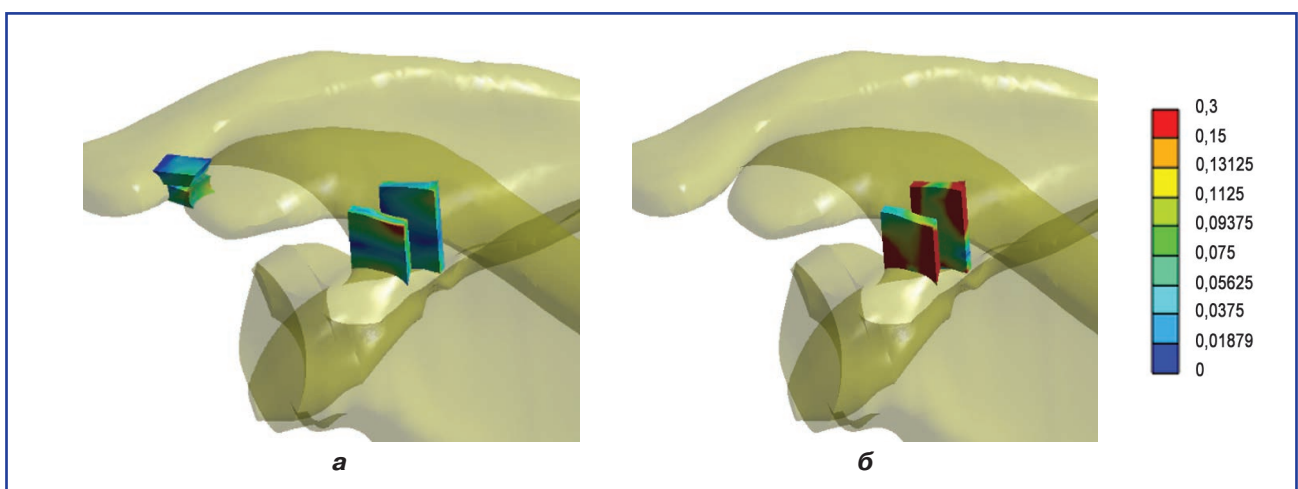


Рисунок 12. Розподіл відносних деформацій у зв'язках моделі: а) в нормі; б) при ушкодженні *lig. acromioclaviculare inferior* і *lig. acromioclaviculare superior* без фіксації

Як і в попередніх моделях, використання шарнірного фіксатора дозволяло отримати досить рівномірний розподіл напружень у лопатці, при цьому максимальний їх рівень не перевищує 34,3 МПа на акроміальному виростку. Напруження в ключиці знижуються нижче від рівня моделі без ушкоджень. Напруження в зв'язках залишаються на підвищеному рівні 54,6 і 71,5 МПа на lig. conoideum і lig. trapezoideum відповідно, але це нижче, ніж при використанні hook plate. Самі частини фіксатора випробують великі навантаження, про що свідчить високий рівень напружень у них — до 414,6 МПа.

Дані про величини максимальних напружень у контрольних точках моделей з ушкодженням lig. acromioclaviculare inferior і lig. acromioclaviculare superior при різних варіантах фіксації АКК наведені в табл. 3.

Порівняльні величини напружень у контрольних точках моделі з ушкодженням lig. acromioclaviculare inferior і lig. acromioclaviculare superior при різних варіантах фіксації АКК подані на рис. 11.

Наведені дані свідчать, що фіксатор запропонованої конструкції дозволяє отримати найбільш низький рівень напружень у лопатці і ключиці, порівнянний з показниками моделі в нормі, а також значно знизити рівень напружень у неушкоджених зв'язках порівняно з моделлю без фіксації. Хоча найнижчий рівень напружень у зв'язках забезпечує фіксація АКК за Вебером, але значно вищий рівень напружень на АКК та акроміальному виростку лопатки, який у декілька разів перевищує показники моделі в нормі, робить неможливим використання цього методу при даному типі ушкоджень.

Дані про величини напружень в елементах металевих конструкцій моделі з ушкодженням lig. acromioclaviculare inferior і lig. acromioclaviculare superior при різних варіантах фіксації АКК наведені в табл. 4.

Наведені дані свідчать, що фіксатор запропонованої конструкції дозволяє отримати найбільш низький рівень напружень на фіксуючих гвинтах і, як наслідок,

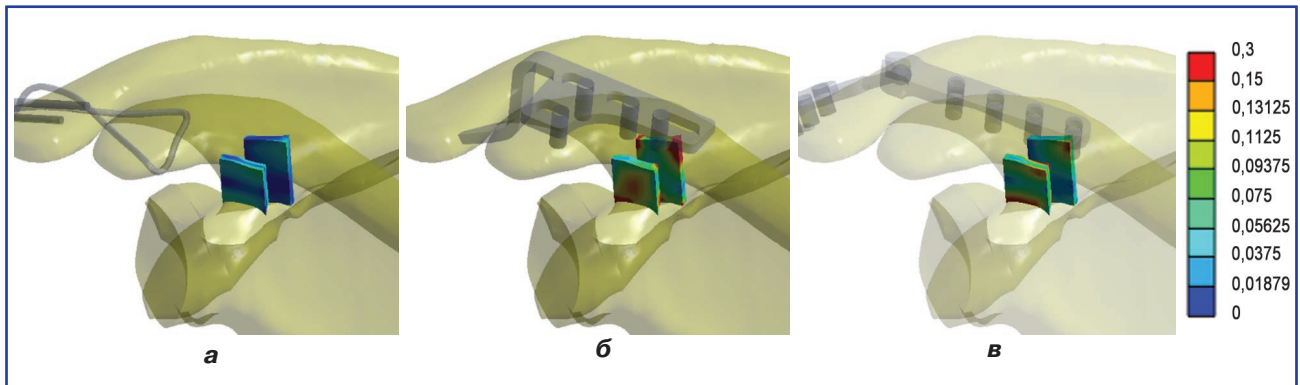


Рисунок 13. Розподіл відносних деформацій у моделях при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior і lig. acromioclaviculare superior: а) фіксація за Вебером; б) фіксатор hook plate; в) фіксатор запропонованої конструкції

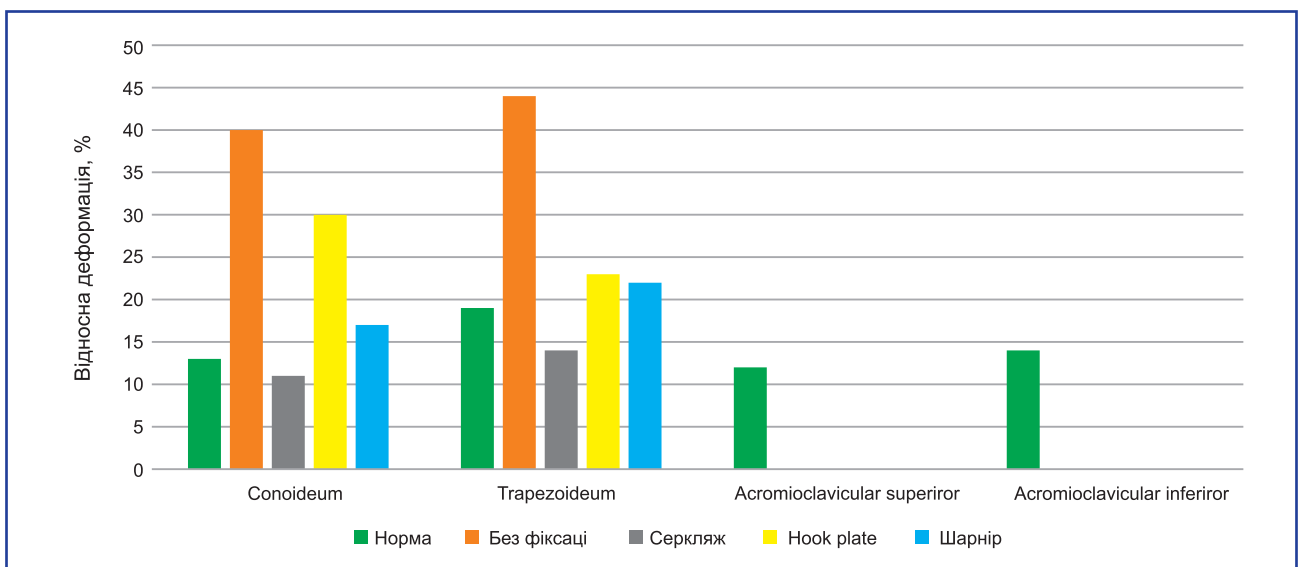


Рисунок 14. Діаграма величин відносних деформацій у зв'язках моделей при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior і lig. acromioclaviculare superior

Таблиця 3. Величини напружень у контрольних точках моделі з ушкодженням lig. acromioclaviculare inferior і lig. acromioclaviculare superior при різних варіантах фіксації акроміального кінця ключиці

Контрольні точки		Напруження, МПа				
		Норма	Без фіксації	За Вебером	Hook plate	Шарнір
Лопатка	1	19,3	20,2	20,9	20,4	21,3
	2	11,2	11,5	10,6	11,6	9,4
	3	32,5	42,5	29,8	34,5	34,7
	4	28,2	25,1	21,9	20,7	24,0
	5	27,9	25,7	300,7	26,6	33,9
Ключиця	6	21,2	35,6	174,6	26,6	23,7
	7	3,0	4,3	3,7	3,4	3,8
	8	81,8	81,8	81,8	81,2	81,0
Зв'язки	9	44,0	52,9	28,1	43,8	38,6
	10	50,6	71,3	38,2	46,0	47,7
	11	39,5	95,1	60	62,5	37,2
	12	48,2				

забезпечити їх стабільність. При фіксації серкляжним дротом максимальні напруження в дроті можуть перевищувати межу міцності хірургічної сталі і, відповідно, стати причиною його розриву.

На останньому етапі роботи вивчали величини відносних деформацій у зв'язках моделей у нормі та при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior і lig. acromioclaviculare superior, а також при всіх варіантах фіксації акроміального кінця ключиці. Картина розподілу відносних деформацій у зв'язках на моделі в нормі та при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior і lig. acromioclaviculare superior без фіксації акроміального кінця ключиці наведена на рис. 12.

Проведене дослідження показало, що в нормі при відведенні верхньої кінцівки максимальні відносні деформації 19 % відчуває lig. trapezoideum, мінімальні 12 % — lig. acromioclaviculare superior. Відносні деформації lig. conoideum і lig. acromioclaviculare inferior визначаються на рівні 13 і 14 % відповідно. При ушкодженні обох зв'язок ключично-акроміального з'єднання всі навантаження, які виникають у НКС, беруть на себе зв'язки дзьобо-ключичного зчленування, що призводить до значного збільшення

їх відносних деформацій — до 40 % для lig. conoideum і 44 % — для lig. trapezoideum.

Розглянемо, як впливає на величини відносних деформацій неушкоджених зв'язок фіксація АКК. Розподіл відносних деформацій у моделях з різними варіантами фіксації АКК при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior і lig. acromioclaviculare superior наведено на рис. 13.

Застосування фіксації за Вебером дозволяє знизити відносні деформації всіх неушкоджених зв'язок. При цьому деформації зв'язок дзьобо-ключичного зчленування знижуються нижче від показників моделі в нормі й визначаються на рівні 11 і 14 % для lig. conoideum і lig. trapezoideum відповідно.

Використання hook plate дозволяє знизити рівень відносних деформацій у зв'язках дзьобо-ключичного зчленування нижче від рівня моделі без фіксації, але порівняно з іншими методами фіксації відносні деформації визначаються найбільш високими, а саме до 30 % — на lig. conoideum і до 23 % — на lig. trapezoideum.

Запропонований фіксатор шарнірного типу дозволяє наблизити показники відносних деформацій на

Таблиця 4. Величини напружень в елементах металевих конструкцій моделі при пошкодженні lig. acromioclaviculare inferior і lig. acromioclaviculare superior при різних варіантах фіксації акроміального кінця ключиці

Варіанти фіксації	Напруження, МПа									
	Дріт	Спиця передня	Спиця задня	Пластина	Латеральні гвинти	Медіальні гвинти	Пластина, лопатка	Пластина, ключиця	Гвинти на лопатці	Гвинти на ключиці
За Вебером	582,0	131,2	277,8							
Hook plate				391,0	319,0	138,8				
Шарнір							393,9	312,6	59,7	118,9

Таблиця 5. Максимальні величини відносних деформацій у зв'язках моделей при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior і lig. acromioclaviculare superior

Контрольні точки	Відносна деформація, %				
	Норма	Без фіксації	За Вебером	Hook plate	Шарнір
Lig. conoideum	13	40	11	30	17
Lig. trapezoideum	19	44	14	23	22
Lig. acromioclaviculare superior	12				
Lig. acromioclaviculare inferior	14				

неушкоджених зв'язках до рівня моделі в нормі. Максимум відносних деформацій lig. conoideum становить 17 %, lig. trapezoideum — 22 %. Дані про максимальні величини відносних деформацій у зв'язках моделей наведені в табл. 5.

Наочне уявлення про співвідношення величин відносних деформацій у зв'язках моделей при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior і lig. acromioclaviculare superior можна одержати за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 14.

За результатами дослідження можна стверджувати, що за критерієм мінімізації величини відносних деформацій у зв'язках ключично-лопаткового зчленування при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior і lig. acromioclaviculare superior кращі результати показав метод фіксації за Вебером. Найбільші деформації у зв'язках виникають при фіксації пластиною hook plate, хоча вони й нижчі від рівня показників моделі без фіксації.

Обговорення

У результаті проведених досліджень встановлено, що всі типи фіксаторів при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior і lig. acromioclaviculare superior дозволяють отримати приблизно однаковий рівень напружень у кісткових елементах моделі. Винятком є фіксація за Вебером, при якій напруження на АКК і акроміальному виростку лопатки збільшуються в декілька разів, що може бути причиною руйнування кісткової тканини в зоні контакту з металевими елементами. Напруження в самому дроті навіть можуть перевищувати межу міцності хірургічної сталі і, як наслідок, стати причиною його розриву. Фіксатор шарнірного типу забезпечує як найкращий розподіл напружень у кісткових елементах моделі, так і досить низький рівень напружень у неушкоджених зв'язках. Hook plate, з точки зору величин напружень в елементах моделі, має непогані показники при відокремлених ушкодженнях зв'язок і займає проміжне положення за всіма дослідженими показниками.

За критерієм мінімізації величини відносних деформацій у зв'язках ключично-лопаткового зчленування при ушкодженні lig. acromioclaviculare inferior і lig. acromioclaviculare superior кращі результати показав метод фіксації. Але результати досліджен-

ня розподілу напружень у даній моделі зводять нанівець переваги в деформаціях неушкоджених зв'язок. Найбільші деформації зв'язок виникають при фіксації пластиною hook plate, хоча вони і нижчі від рівня показників моделі без фіксації. Запропонований фіксатор шарнірного типу забезпечує найкращий баланс у розподілі напружень в усіх елементах моделі та величинах відносних деформацій неушкоджених зв'язок.

Висновки

1. Фіксація акроміального кінця ключиці за Вебером забезпечує добрі результати з точки зору зниження рівня напружень і відносних деформацій у неушкоджених зв'язках, але призводить до підвищення в кілька разів рівня напружень на АКК та акроміальному виростку лопатки. Рівень напружень у дроті при відведенні кінцівки при ушкодженні зв'язок ключично-акроміального з'єднання може перевищувати межу міцності, що може бути причиною розриву дроту і, як наслідок, втрати стабільності НКС.

2. Фіксатор hook plate займає проміжне положення за показниками розподілу напружень у моделі, але за показником відносних деформацій у неушкоджених зв'язках показав найгірший результат.

3. Фіксатор запропонованої конструкції забезпечує найкращий баланс як за критерієм розподілу напружень в елементах моделі, так і за величиною відносних деформацій у неушкоджених зв'язках.

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

Список літератури

- Buryanov O, Kvasha V, Chekushyn D, Naumenko V. Analysis of long-term results of surgical treatment of acromioclavicular dislocation. *Trauma*. 2021;22(6):4-9. [in Ukrainian]. doi: 10.22141/1608-1706.
- Ho-Seok Oh, Sungmin Kim, Jeong-Hun Hyun, Myung-Sun Kim. Effect of subacromial erosion shape on rotator cuff and clinical outcomes after hook plate fixation in type 5 acromioclavicular joint dislocations: a retrospective cohort study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2022;23:42. doi: 10.1186/s12891-021-04987-y.

3. Ozan F, Gök S, Okur KT, Altun I, Kahraman M, Günay AE, Yamak K. Results of Tension Band Wiring Technique for Acute Rockwood Type III Acromioclavicular Joint Dislocation. *Cureus*. 2020;12(12):e12203. doi: 10.7759/cureus.12203.
4. Fosser M, Camporese A. Operative treatment of acute acromioclavicular joint dislocations graded Rockwood III–V: a retrospective and comparative study between three different surgical techniques. *Acta Biomed*. 2021;92(5):e2021325. doi: 10.23750/abm.v92i5.10678.
5. Ding Xu, Yulong Shi, Peng Luo, Weikang Wang, Weijun Guo, Weigang Lou, Jianming Chen. Influential factors of subacromial impingement syndrome after hook plate fixation for acromioclavicular joint dislocation. A retrospective study. *Medicine (Baltimore)*. 2021;100(23):e26333. doi: 10.1097/MD.00000000000026333.
6. Патент на корисну модель № 12472 UA МПК А61В17/56. Позасуглобовий динамічний фіксатор при вивихах акроміального кінця ключиці / Бур'янов О.А., Кваша В.П., Марцьоха А.В., Чекушин Д.А. (Патенто-власник Національний медичний університет імені О.О. Богомольця). Заявка у201709326 від 15.11.2017. Опубл. 25.04.2018. Бюл. № 8.
7. Cowin SC. *Bone Mechanics Handbook*. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press; 2001. 980 s.
8. Boccaccio A, Pappalettere C. *Mechanobiology of Fracture Healing: Basic Principles and Applications in Orthodontics and Orthopaedics*. In: *Theoretical Biomechanics*. Prague: Intech Open. 2011:21–48. DOI: 10.5772/19420.
9. Niinomi M. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2008;1(1):30–42. doi: 10.1016/j.jmbm.2007.07.001. PMID: 19627769.
10. Woo SL-Y, Abramowitch SD, Kilger R, Liang R. Biomechanics of knee ligaments: injury, healing, and repair. *Journal of Biomechanics*. 2006;39:1–20. PMID: 16271583. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.10.025.
11. Karpinsky M, Yaresko O, Pavlenko K, Topor V, Uvarova O, Popov O. Mathematical modeling of options for osteosynthesis of middle third clavicle fractures. *OTP*. 2014;(4):5–13. DOI: 10.15674/0030-5987201445-13.
12. Chang Y-W, Hughes RE, Su F-C, Itoi E, An K-N. Prediction of muscle force involved in shoulder internal rotation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2000;9(3):188–195.
13. Rao SS. *The Finite Element Method in Engineering*. Butterworth-Heinemann. 2017:782.
14. Kurowski PM. *Engineering Analysis with COSMOSWorks 2007*: SDC Publications. 2007:263.

Отримано/Received 06.04.2024

Рецензовано/Revised 17.04.2024

Прийнято до друку/Accepted 26.04.2024 ■

Information about authors

Olexandr Burianov, MD, DSc, PhD, Professor, Head of the Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: kaftraum@ukr.net; fax: +380 (44) 288-01-26; phone: +380 (67) 796-68-76; <https://orcid.org/0000-0002-2174-1882>

Volodymyr P. Kvasha, MD, DSc, PhD, Professor, Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: vlkvasha@ukr.net; phone: +380 (50) 381-65-57; <https://orcid.org/0000-0002-7444-6289>

Dmytro A. Chekushyn, PhD-student, Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: xumuk0274@gmail.com; phone: +380 (68) 576-69-90; <https://orcid.org/0000-0002-1151-4803>

Mykhailo O. Zadnychenko, PhD in Medicine, Associate Professor, Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: kaftraum@ukr.net; phone: +380 (67) 762-59-88; <https://orcid.org/0009-0002-1077-3421>

Mykhailo Karpinsky, Senior Research Fellow, 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; phone: +380 (67) 571-48-63; <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>

Olexander Yaresko, Junior Research Fellow, 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; phone: +380 (57) 725-14-74; <https://orcid.org/0000-0002-2037-5964>

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

O.A. Burianov¹, V.P. Kvasha¹, D.A. Chekushyn¹, M.O. Zadnychenko¹, M.Yu. Karpinsky², O.V. Yaresko²

¹Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

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

Stress-strain state of the suprahumeral-clavicular joint with damage to the ligaments of the clavicular-acromial joint and various methods of fixation

Abstract. Background. There are two main methods of fixing the acromial end of the clavicle with the help of metal structures: hook plate, and Weber's technique (tension band wiring). The disadvantages of modern fixing structures negatively affect treatment outcomes, which requires the development of advanced methods to stabilize the acromial end of the clavicle. Purpose: to conduct a comparative analysis on the fixation of the acromial end of the clavicle according to Weber, using hook plate and the proposed construction by studying the stress-strain state of the suprahumeral-clavicular joint with a combined injury of the lig. acromioclavicular inferior and lig. acromioclavicular superior and various methods of fixation. **Materials and methods.** In

this study, we modeled a combined injury of the ligaments of the suprahumeral-clavicular joint, namely lig. acromioclavicular inferior and lig. acromioclavicular superior, with fixation of the acromial end of the clavicle in three ways: according to Weber, with hook plate and the proposed construction. We used loads that act on the suprahumeral-clavicular joint when the upper extremity is abducted to an angle of 90°. **Results.** It was found that all types of fixators in case of damage to the lig. acromioclavicular inferior and lig. acromioclavicular superior allow to obtain approximately the same level of stress in the bone elements of the model. An exception is Weber's fixation, in which the stress on the acromial end of the clavicle and on the acromion process increases several

times, which can be the cause for the destruction of bone tissue in the area of contact with metal elements. The stresses in the wire itself can even exceed the strength limit of surgical steel and, as a result, cause it to break. The hinge-type fixator provides the best stress distribution, both in the bone elements of the model, and a fairly low level of stress in the intact ligaments. Hook plate, from the point of view of stress values in the elements of the model, has good indicators for isolated ligament injuries and occupies an intermediate position according to all the studied indicators. In term of the criterion of minimizing relative deformations in the ligaments of the clavicular-scapular joint in case of damage to the lig.acromioclaviculare inferior and lig.acromioclaviculare superior, the Weber fixation method showed the best outcomes. But the results of the study on stress distribution in this model negate the advantages of minimizing the deformations of the intact ligaments. Conclusions. Fixation of the acromial end of the clavicle

according to Weber provides good results in terms of reducing the level of stresses and relative deformations in the intact ligaments, but leads to a severalfold increase in the level of stresses on the acromial end of the clavicle and the acromion process. The level of stresses in the wire during abduction of the limb in case of damage to the ligaments of the clavicular-acromial joint may exceed the strength limit, which may be the cause of wire breaking and, as a result, loss of stability of the suprahumeral-clavicular joint. The hook plate occupies an intermediate position in terms of stress distribution in the model, but according to the index of relative deformations in the intact ligaments, it showed the worst result. Fixator of the proposed design provides the best balance, both according to the criterion of stress distribution in the model elements and the magnitude of relative deformations in the intact ligaments.

Keywords: suprahumeral-clavicular joint; ligaments; fixation

Бур'янов О.А., Цапенко Г.С., Омельченко Т.М.
Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, м. Київ, Україна

Хірургічна тактика при переломах дистального відділу великогомілкової кістки. Огляд літератури

Резюме. Актуальність. Переломи дистального епіметафіза великогомілкової кістки (перелом *pilon*) становлять 5–7 % від усіх переломів великогомілкової кістки та 10–15 % від усіх переломів кісток нижньої кінцівки. Частка незадовільних результатів лікування при переломах *pilon* залишається високою і досягає 38–40 %. Важливим фактором, що обумовлює такий високий відсоток незадовільних результатів лікування, є відсутність лікувальних алгоритмів, прийнятих протоколів лікування та системи прогнозування наслідків лікування. **Мета:** провести аналіз особливостей сучасної хірургічної тактики в разі переломів дистального відділу великогомілкової кістки, визначити дискусійні і невіршені питання, окреслити можливі причини значної кількості незадовільних результатів лікування цієї категорії пацієнтів, а також шляхи поліпшення результатів лікування. **Матеріали та методи.** Проведено огляд 878 публікацій в базі PubMed за останні 15 років. Відібрано та проаналізовано 210 публікацій. Застосовано методи аналітичної та описової статистики. **Результати.** Серед дискусійних питань, що найчастіше обговорюються в літературі та відносно яких відсутній консенсус або загальноприйнятий підхід, що має доказовість та обґрунтовану тактику, потрібно виділити наступні: вибір часу хірургічного втручання; вибір методу та засобу фіксації; раціональна тактика конверсії метало-остеосинтезу; необхідність та значення відновлення малоомілкової кістки під час лікування переломів *pilon*; значення кісткової пластики та пріоритетність відновлення анатомії великогомілкової за принципом колон; місце первинного артрорезу в хірургічній тактиці лікування переломів *pilon*. **Висновки.** Вказані питання потребують подальшого дослідження з розробкою нових обґрунтованих алгоритмізованих протоколів лікування, що базуватимуться на достатній доказовій базі та системі прогнозування результатів.

Ключові слова: дистальний епіметафіз; великогомілкова кістка; перелом *pilon*; огляд літератури

Вступ

Переломи дистального епіметафіза великогомілкової кістки (перелом *pilon*) — це тяжке пошкодження, що в більшості випадків є результатом високоенергетичної травми та супроводжується не лише значним ушкодженням дистального відділу великогомілкової кістки, але і суттєвим ураженням м'яких тканин у ділянці травми. Згідно зі статистикою, цей тип переломів становить 5–7 % від усіх переломів великогомілкової кістки та 10–15 % від усіх переломів кісток нижньої кінцівки, зустрічається переважно у пацієнтів найбільш працездатного віку та обумовлює тривалий період непрацездатності з подальшим стійким обмеженням функції травмованої кінцівки, зниженням якості

життя, обмеженням працездатності або інвалідизацією [1, 2]. Механізм травми в більшості випадків непрямий, травма високоенергетична, у результаті падіння з висоти на ноги (кататравма) або дорожньо-транспортних пригод. В інших випадках механізм травми пов'язаний з малоенергетичним ротаційним пошкодженням гомілки [3]. Унаслідок дії травмуючої сили на п'яткову та надп'яткову кістку блок останньої, через її опуклу форму та значно більшу щільність та пружність кісткової тканини порівняно з дистальним відділом великогомілкової кістки, найчастіше призводить до перелому останнього. Високоенергетичне зіткнення призводить до фрагментації, деструкції суглобової поверхні та пошкодження м'яких тканин навколо надп'яtkово-

© «Травма» / «Trauma» («Травма»), 2024

© Видавець Заславський О.Ю. / Publisher Zaslavsky O.Yu., 2024

Для кореспонденції: Бур'янов Олександр Анатолійович, доктор медичних наук, професор, завідувач кафедри травматології та ортопедії, Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, бульв. Тараса Шевченка, 13, м. Київ, 01601, Україна; e-mail: kaftraum@ukr.net; факс: +380 (44) 288-01-26; тел.: +380 (67) 796-68-76

For correspondence: Olexandr Burianov, MD, DSc, PhD, Professor, Head of the Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Taras Shevchenko boulevard, 13, Kyiv, 01601, Ukraine; e-mail: kaftraum@ukr.net; fax: +380 (44) 288-01-26; phone: +380 (67) 796-68-76

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

гомількового суглоба, що часто обумовлює незадовільні наслідки, призводить до низки ускладнень та поганих результатів лікування. Згідно із сучасними підходами, зусилля травматологів при лікуванні цієї категорії пацієнтів спрямовані на передопераційну підготовку м'яких тканин, репозицію уламків та їх фіксацію [4, 5]. При цьому лікувальний період найчастіше є тривалим, передбачає серію етапних хірургічних втручань та далеко не завжди забезпечує відновлення. Передопераційне планування включає визначення оптимальних хірургічних доступів, вибір засобів фіксації, визначення необхідності кісткової пластики та ін. На жаль, незважаючи на сучасні технічні можливості, інновації та досягнення в медичній галузі, частка незадовільних результатів лікування при переломах pilon залишається високою і досягає 38–40 % [5–7]. У більшості випадків це обумовлено не лише значною тяжкістю травми, але і хибною стратегією лікування, нераціональним вибором хірургічної тактики, низкою помилок на етапах передопераційної підготовки та планування, порушенням хірургічної техніки, неправильним підходом до реабілітації [6, 7]. Важливим фактором, що обумовлює такий високий відсоток незадовільних результатів лікування, є відсутність загальноприйнятих стандартизованих лікувальних алгоритмів та системи прогнозування наслідків лікування, що враховувала б не лише тип перелому та характер травми, а визначала індивідуалізований підхід з урахуванням таких особливостей пацієнта, як вік, стать, стан м'яких тканин та кістково-суглобової системи, коморбідність та ін.

За даними різних авторів, у структурі незадовільних наслідків лікування виділяють: хибні зрощення — 42 % та незрощення — 18 %, що супроводжуються суттєвими порушеннями біомеханічної осі ураженої кінцівки; поверхневу інфекцію — 20 %; остеомиєліт — 17 %; післятравматичний остеоартит — 54 %. Усе це обумовлює необхідність виконання складних хірургічних втручань, серед яких приблизно 27 % припадає на артродез надп'яtkово-гомількового суглоба, близько 3–5 % — на ендопротезування, 6 % — на транстибіальні ампутації [6]. Однак поява більш шадних до м'яких тканин методів лікування переломів дистального епіметафіза великогомілкової кістки, а також

розробка етапного методу лікування змінили це співвідношення у більш сприятливий бік [7–9]. Деякі автори відмічають схожі результати та кількість ускладнень при аналізі використання апаратів зовнішньої фіксації (АЗФ) і внутрішнього металоостеосинтезу (МОС) як єдиного та остаточного методу фіксації [10]. Варто зазначити, що тяжкі, багатоуламкові переломи pilon, а також ті, що супроводжуються сильною травматизацією м'яких тканин, зазвичай призводять до незадовільних результатів лікування, незважаючи на двох- чи трьохетапний протокол. Отже, визначення оптимальної стратегії лікування, хірургічної тактики, розробка нових клінічних алгоритмізованих протоколів та система прогнозування наслідків дозволили б зменшити відсоток ускладнень та незадовільних результатів у цієї категорії пацієнтів, зменшити тривалість та поліпшити результати лікування, підвищити якість життя пацієнтів.

Мета дослідження: на підставі огляду літератури провести аналіз особливостей сучасної хірургічної тактики в разі переломів дистального відділу великогомілкової кістки, визначити дискусійні і невирішені питання, окреслити можливі причини значної кількості незадовільних результатів лікування цієї категорії пацієнтів, а також шляхи поліпшення результатів лікування.

Матеріали та методи

Пошук публікацій, що стосуються теми роботи, проведено в базі PubMed за період 2010–2024 рр. Загальна кількість знайдених публікацій становила 878. У процесі аналізу виключені статті, що стосувались переломів у дітей або переломів дистального епіметафізу інших кісток, крім великогомілкової. Для кінцевого опрацювання відібрано 210 публікацій, що стосуються переломів дистального епіметафізу великогомілкової кістки, з яких 140 — описові дослідження або порівняння хірургічних серій, 10 — систематичні огляди літератури, 18 — біомеханічні та описові статті, 3 — метааналізи, 23 — описи нових (на час написання) технік та методик лікування, 16 — описи випадків. Застосовано методи аналітичної та описової статистики.

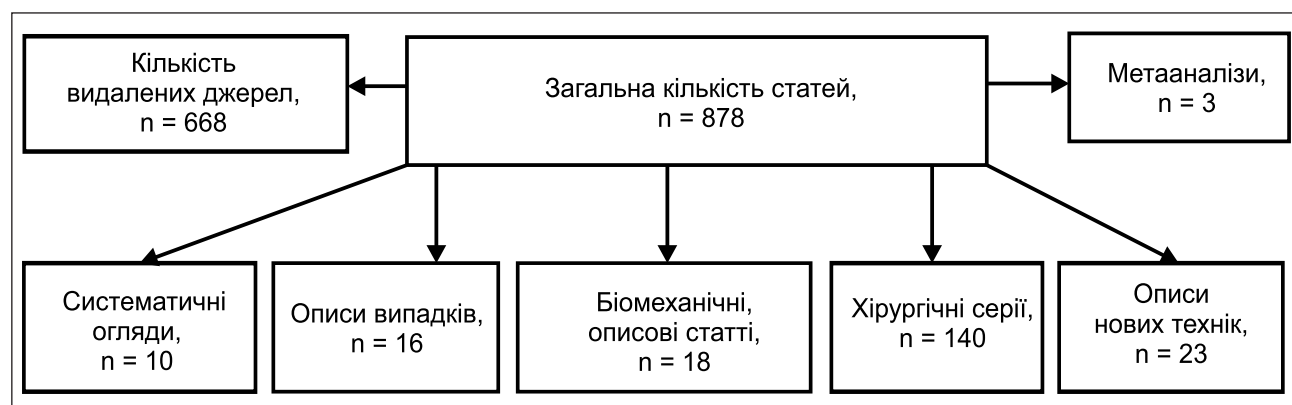


Рисунок 1

Результати

Первинне лікування та діагностика

З огляду на складний характер високоенергетичних пошкоджень дистального епіметафіза великогомілкової кістки передопераційний план повинен включати повну клінічну і радіографічну оцінку. Необхідно оцінити протилежну нижню кінцівку, інші структури організму пацієнта на випадок політравми, стан судинно-нервової системи та м'яких тканин ураженої кінцівки [20]. Пошкодження і набряк м'яких тканин, що властиві високоенергетичним переломам *pilon*, можуть призводити до розвитку компартмент-синдрому, виникнення фліктен або відшарування шкіри, інфікування [20, 23, 24]. Гострий біль, що погано контролюється навіть опіатами, біль при підшовному згинанні стопи, слабкість при згинанні великого пальця стопи, а також плантарна гіперестезія — ознаки компартмент-синдрому, який також може потребувати невідкладного лікування [25]. Важливим етапом є збір анамнезу з визначенням супутніх захворювань та шкідливих звичок, які безпосередньо пов'язані з ускладненнями, порушенням трофіки та регенерації: алкоголізм, куріння, периферичні захворювання судин та остеопороз [25, 26].

Радіологічна діагностика переломів дистального епіметафіза великогомілкової кістки починається зі стандартної рентгенографії над'яtkово-гомількового суглоба та панорамної рентгенографії обох гомілок у двох проєкціях для оцінки осі, зміщення таранної кістки (проксимальний або латеральний/медіальний вивих), визначення продовження лінії перелому на діафіз великогомілкової та малоомілкової кісток. Залежно від механізму травми подальше лікування відрізняється. У випадку малоенергетичної травми, спричиненої ротаційним механізмом, нижня кінцівка іммобілізується лонгетою, а в подальшому лікується за класичними принципами, описаними Ruedi та Allgower у 1979 році [12]. У випадку високоенергетичної травми для уникнення ускладнень, що викликані тяжким пошкодженням м'яких тканин і ранньою відкритою репозицією та внутрішнім металоостеосинтезом, використовують етапний підхід, що складається з первинного накладання АЗФ триангулярної/чотирикутної конфігурації, підготовки м'яких тканин до оперативного втручання, а в подальшому МОС пластиною та гвинтами з різних доступів [8, 27–30, 49]. Незважаючи на те, що етапна методика лікування вважається загальноприйнятною, деякі автори наводять дані, що вказують на можливість раннього заглибленого остеосинтезу переломів *pilon* без класичних ускладнень, викликаних пошкодженням м'яких тканин, що дає добрі функціональні результати та відносно швидке відновлення [31–34]. Використання АЗФ як остаточного методу лікування в деяких випадках призводить до сповільненої консолідації [35]. АЗФ дозволяє провести первинну непряму репозицію кісткових фрагментів завдяки лігаментотаксису, мінімально пошкоджуючи м'які тканини [36, 37]. Через значне підвищення ризику інфікування у випадку перетинання ліній розрізу отворів від стрижнів

Шанца хірург має заздалегідь передбачити конверсію методу фіксації, уникаючи цієї помилки [38].

Відкриті переломи дистального відділу великогомілкової кістки лікуються за встановленими принципами. Раннє введення антибіотиків внутрішньовенно, масивне промивання рани, видалення нежиттєздатних м'яких тканин та дрібних вільних кісткових фрагментів необхідне для зниження інфекційного ризику і створення сприятливих умов для відновлення [22, 39]. Проте видалення великих кісткових фрагментів може ускладнити відновлення анатомічної структури кістки.

Дефект шкіри за можливості закривається одразу, без натягу тканин. Якщо закрити дефект шкіри не вдається, у перші 7 днів після травми рекомендовано провести пластику дефекту васкуляризованим шкірним клаптом [42] або застосувати VAC-терапію [43, 44].

Після первинної фіксації та обробки ран проводиться комп'ютерна томографія, перелом додатково класифікується за Topliss/Leonetti та Tigani, а при відкритих переломах — за Gustillo-Anderson, формується план кінцевого хірургічного втручання.

Класифікація

Класифікація переломів дистального відділу великогомілкової кістки проводиться згідно з АО/ОТА або за Ruedi та Allgower [11, 12]. Однак ці системи базуються на рентгенографії, а тому обмежені у використанні для передопераційного планування та прогнозування результатів [13]. На основі КТ-досліджень були сформовані нові класифікації, а саме Topliss [14], Leonetti та Tigani [15]. Класифікація відкритих переломів за Tscherne [21] і Gustillo-Anderson [22] також впливає на вибір методів й етапність лікування переломів дистального епіметафіза великогомілкової кістки.

Отже, найчастіше при класифікації переломів дистального епіметафіза великогомілкової кістки використовують класифікацію АО/ОТА або Ruedi та Allgower [12]. Ruedi та Allgower класифікують переломи *pilon*:

- 1) на переломи без зміщення уламків зі збереженням конгруентності суглоба;
- 2) переломи зі зміщенням уламків і втратою конгруентності суглоба;
- 3) переломи зі зміщенням уламків, втратою конгруентності суглоба і великою кількістю уламків.

Ця класифікація широко використовується, але має слабку взаємовідповідність у діагностиці, особливо між 2-м та 3-м типами. Класифікація АО/ОТА дає більш точні результати за цим параметром, тому з часом набула більшої популярності та частоти використання у клінічній практиці [45].

За класифікацією АО/ОТА переломи *pilon* розподіляються на три головні групи:

- 43-А: позасуглобові переломи;
- 43-В: частково внутрішньосуглобові переломи;
- 43-С: повні внутрішньосуглобові переломи.

Кожна головна група розподіляється ще на три підгрупи за складністю ушкодження.

Також використовують дві КТ-класифікації, а саме за Topliss [14], що розділяє фрагменти на коронарні, сагітальні та їх підтипи, а також за Leonetti та Tiganі [15], що розділяють переломи pilon на чотири типи:

- 1) переломи без зміщення;
- 2) переломи з двох фрагментів з помірним зміщенням;
- 3) переломи з трьох фрагментів зі зміщенням;
- 4) переломи з чотирьох фрагментів зі зміщенням.

Також ці чотири типи розділяються на підгрупи за основною лінією перелому, що лежить або у сагітальному, або у фронтальному зрізі. КТ-класифікації теж мають прогностичну цінність. Дослідження з надійності та взаємовідповідності класифікацій вказують як на перевагу класифікацій AO й Ruedi та Allgower [16], так і навпаки [17]. Незважаючи на варіабельність високоенергетичних переломів pilon, КТ-зображення демонструють три постійні фрагменти, а саме: постеролатеральний (Volkmanн), антеролатеральний (Charput) та медіальні фрагменти [18, 19].

Тактика хірургічного лікування

Дискусії щодо «правильного» методу хірургічного лікування переломів дистального епіметафіза великогомілкової кістки тривають із середини ХХ сторіччя. Але принципи, запропоновані Ruedi та Allgower, можна назвати основою сучасних методів [12]. А саме:

- 1) відновлення довжини малоогомілкової кістки та її стабільна внутрішня фіксація;
- 2) анатомічна репозиція суглобової поверхні;
- 3) заповнення дефекту кісткової тканини авто- або алотрансплантатом;
- 4) стабілізація медіальної колони.

Відновлення довжини малоогомілкової кістки. Більшість авторів відзначають, що відновлення довжини малоогомілкової кістки має відбуватися в першу чергу, як важливий етап лікування переломів дистального епіметафіза великогомілкової кістки. Остеосинтез малоогомілкової кістки проводиться на першому етапі операції, що забезпечує кращу якість анатомічної репозиції суглобової поверхні [12, 35]. Авторі рекомендують саме внутрішню фіксацію пластинами та гвинтами. Lee et al. порівняли групи пацієнтів, яким проводився МОС малоогомілкової кістки пластиною та гвинтами (група А), з групою, у якій перелом малоогомілкової кістки фіксувався спицею (група Б), та групою, у якій переломи малоогомілкової кістки не фіксувались (група С). З одного боку, вони показали схожі результати у досягненні репозиції уламків (92/91,3/88 %, $p > 0,05$). З іншого боку, остаточний результат лікування, що оцінювався за шкалою Teeny та Wiss, показав, що кількість добрих та задовільних результатів була найбільшою саме в групі А — 88 %, група Б — 69,6 %, а група С — 60 %. Це довело, що якісна репозиція та стабільна фіксація малоогомілкової кістки пластиною та гвинтами обумовлює кращі результати, ніж нестабільна фіксація або її відсутність ($p < 0,008$) [46]. Деякі автори описують використання гвинтів або тенів (спиць) для фіксації малоогомілкової кістки [47, 48]. Вибір часо-

го проміжку для остаточної фіксації малоогомілкової кістки у багатьох авторів різниться. Описані методи МОС малоогомілкової кістки за Minimally Invasive Plate Osteosynthesis (MIPO) одночасно з первинною фіксацією перелому pilon апаратом зовнішньої фіксації [50].

У випадках переломів pilon з пошкодженням міжгомілкового синдесмозу остаточна фіксація малоогомілкової кістки вважається необхідною для відновлення стабільності синдесмозу, а також допомагає у відновленні довжини та усуненні ротації великогомілкової кістки [51]. Навіть якщо міжгомілковий синдесмоз не пошкоджено, роль анатомічної репозиції і остаточної фіксації малоогомілкової кістки також полягає у репозиції фрагментів Volkmanн та Charput завдяки відповідним lig. tibiofibularis anterior та lig. tibiofibularis posterior [52].

Варто зазначити, що питання остеосинтезу малоогомілкової кістки не є абсолютно однозначним. Деякі автори вказують, що МОС малоогомілкової кістки є не лише не обов'язковим, але іноді навіть шкодить результатам лікування переломів pilon. Наприклад, Torino описує більшу кількість незрощень переломів дистального епіметафіза великогомілкової кістки при одночасному остеосинтезі малоогомілкової, що, на його думку, обумовлено надмірною жорсткістю фіксації [51]. Kurylo et al. при порівнянні серії випадків лікування переломів pilon з фіксацією та без фіксації малоогомілкової кістки не знайшли статистично вірогідної різниці у результатах репозиції або фіксації, окрім підвищення ризику інфікування ($p < 0,01$, $n = 93$) та необхідності у видаленні металокопункцій [55]. Крім того, у разі тяжких багатоуламкових переломів дистального епіметафіза великогомілкової кістки вкорочення малоогомілкової кістки може сприяти зрощенню перелому pilon завдяки досягненню кращої міжфрагментарної компресії [56].

Хірургічний доступ. Важливим аспектом є вибір доступу для фіксації перелому малоогомілкової кістки. Загальноприйнятою нормою вважається планування доступів таким чином, щоб між ними лишався шкірний «місток» завширшки не менше ніж 6–7 см, що зменшує ризик шкірних некрозів та кількість післяопераційних інфекційних ускладнень [53, 54, 57, 58].

Анатомічна репозиція суглобової поверхні. За принципами АО, результат лікування внутрішньосуглобового перелому залежить від анатомічної репозиції суглобової поверхні та її абсолютної стабільності [59]. У випадках з переломами pilon, що були отримані внаслідок малоенергетичної травми (тип 1 за Ruedi), це твердження у 90 % випадків можна назвати правдивим [57, 60]. Проте нові дослідження, сфокусовані на високоенергетичних переломах дистального епіметафіза великогомілкової кістки, вказали на проблеми цього тезису. Так, Teeny та Wiss описали незагоєння післяопераційної рани, інфекції, незрощення та злами металофіксаторів у половині випадків переломів pilon, пролікованих за принципами АО [64]. Інші автори також зазначили ці ускладнення [58–63]. З часом це пов'язали з травмою м'яких тканин, значним пору-

шенням кровопостачання кісткових фрагментів та подовженням часу хірургічного втручання, що було викликано педантичною репозицією та жорсткою фіксацією кісткових фрагментів через широкі хірургічні доступи, а це врешті-решт призводило до несприятливих результатів [65–69]. Водночас описується зв'язок неякісної репозиції суглобової поверхні та незадовільної функції надп'яtkово-гомiлкового суглоба як у ранньому післяопераційному періоді [71], так і у віддаленій перспективі [70, 72]. З огляду на вплив важкого пошкодження м'яких тканин на результати хірургічного лікування переломів пiлон та необхідність анатомічної репозиції суглобової поверхні розвиток методів лікування спрямований у бік створення етапних протоколів, що базуються на використанні первинної фіксації АЗФ або комбінованої фіксації перед остаточним МОС, що забезпечує можливість відновитись м'яким тканинам [73–75]. Багато публікацій описують використання модифікованих етапних протоколів, які базуються на цих принципах [8, 28, 29]. У складі таких комбінованих протоколів часто описують інші хірургічні техніки та методики, зокрема: VAC-терапію [44, 45], фіксатори, що розсмоктуються [76], інтрамедулярні нітинолові каркаси [81], артроскопічну асистенцію [82]. Важливу роль у досягненні необхідної анатомічної репозиції також відіграє передопераційне планування хірургічних доступів з використанням сучасної КТ-3D-реконструкції, що дає можливість повноцінної оцінки характеру пошкодження [77, 79, 80], а також обумовлює статистично значиму різницю у відповідності класифікації [78] порівняно зі стандартною рентгенографією.

Кісткова пластика дефекту. Високоенергетичний механізм переломів дистального епіметафіза великогомілкової кістки зазвичай супроводжується імпацією спонгіозної кістки, що призводить до виникнення дефекту кісткової тканини в епіметафізарній зоні після репозиції суглобової поверхні [25]. Окрім відновлення суглобової поверхні, важливим етапом вважається відновлення структури колон великогомілкової кістки [28]. Залежно від тяжкості пошкодження виникають осколкові переломи медіальної, антеролатеральної та задньої колон великогомілкової кістки. Формування уламків залежить від щільності кортикального шару та місця контакту надп'яtkової кістки з пiлон великогомілкової кістки, тому уламкові ушкодження задньої колони зустрічаються рідше, ніж медіальної та латеральної [83, 84].

Метафізарні дефекти кісткової тканини у випадках переломів пiлон при деяких умовах призводять до ускладнень. Зокрема:

- при порушенні структури всіх колон великогомілкової кістки виникає складність у визначенні анатомічних орієнтирів;

- при відкритих переломах рана зазвичай проходить у напрямку до медіальної поверхні, безпосередньо в місці перелому, додаючи ризик інфікування та незрощення, змушуючи відкласти стабільний остеосинтез до загоєння шкірного дефекту або закриття

його васкуляризованим шкірним клаптом [22] чи іншими методами;

- недостатність структурної міцності, спричинена дефектом кісткової тканини, і відсутність достатнього об'єму м'яких тканин навколо перелому можуть призвести до неспроможності металофіксатора, а в результаті — до варусної або вальгусної деформації чи зламу металофіксатора, що викликає необхідність повторного хірургічного втручання [85].

Кістковий дефект підлягає заміщенню після репозиції суглобової поверхні. Використовуються як ало-, так і автотрансплантати кісткової тканини, які також можуть бути комбіновані з синтетичними аналогами, наприклад біоактивне скло, що також має антибактеріальні та остеоіндуктивні властивості [13, 86].

Стабілізація медіальної колони. Через часте виникнення варусної деформації у пізньому післяопераційному періоді свого часу Ruedi та Allgower наголошували на тому, що фіксація медіальної колони великогомілкової кістки пластиною та гвинтами є принциповим етапом хірургічного лікування переломів пiлон [12]. З появою блокованих пластин деякі хірурги відійшли від цього принципу на користь передньолатеральних пластин і доступів [87]. Деякі біомеханічні дослідження, що порівнюють ефективність класичного і більш нового варіанта остеосинтезу, вказують на те, що обидва варіанти мають схожу жорсткість фіксації [90]. Згідно з іншими дослідженнями, антеролатеральні пластини незадовільно фіксують медіальний малеоларний фрагмент [89], і навпаки, медіальні пластини не забезпечують задовільної фіксації латерального фрагмента [91]. Через це сучасні методики лікування зазвичай використовують дві пластини, встановлені відкрито чи за технікою MPO [88, 92, 93].

Хірургічна техніка

Зовнішня фіксація. Апарати зовнішньої фіксації використовують як тимчасовий метод фіксації перед конверсією, а також як остаточний метод лікування переломів дистального епіметафіза великогомілкової кістки. При проведенні метааналізу досліджень, що порівнюють результати лікування за допомогою відкритої репозиції та металоостеосинтезу і АЗФ, МОС показав меншу кількість незрощень, неправильних зрощень і поверхневих інфекцій [10, 95]. Метааналіз, проведений Meng et al., у якому враховано 11 досліджень, що порівнюють остаточне лікування АЗФ та комбінацію АЗФ і МОС, надає такі дані: остаточне лікування АЗФ призводить до більшого ризику виникнення поверхневих інфекцій (RR $\frac{1}{4}$ 2,71, 95% CI $\frac{1}{4}$ 1,484,97, Chi² $\frac{1}{4}$ 5,65, p $\frac{1}{4}$ 0,001, n = 575), але не показав різниці у виникненні глибокого інфікування (RR $\frac{1}{4}$ 0,65, 95% CI $\frac{1}{4}$ 0,37–1,14, Chi² $\frac{1}{4}$ 12,99, p $\frac{1}{4}$ 0,13). Також при застосуванні остаточного лікування в АЗФ відсутня статистично значима різниця між групами за виникненням посттравматичного остеоартрозу (RR $\frac{1}{4}$ 0,98, 95% CI $\frac{1}{4}$ 0,79–1,23, Chi² $\frac{1}{4}$ 6,88, I² $\frac{1}{4}$ 13 %, p $\frac{1}{4}$ 0,87); спостерігається значне зниження частоти неправильного зрощення (RR $\frac{1}{4}$ 2,85, 95% CI $\frac{1}{4}$ 1,23–6,60, Chi² $\frac{1}{4}$ 1,32, p $\frac{1}{4}$ 0,01), а також

незрощення (RR $\frac{1}{4}$ 2,09, 95% CI $\frac{1}{4}$ 1,10–3,98, Chi² $\frac{1}{4}$ 7,49, I² $\frac{1}{4}$ 33 %, p $\frac{1}{4}$ 0,02). Статистично значущої різниці у радіографічних і клінічних даних та у часі зрощення не було. При порівнянні АЗФ циркулярної конфігурації з МОС аналіз показав схожі результати щодо кількості ускладнень та функціонального результату [32]. Завдяки лігаментотаксису можлива непряма репозиція уламків з мінімальним ушкодженням м'яких тканин, але при використанні АЗФ як першого етапу лікування варто запобігати входженню стрижнів Шанца в шкіру в місцях, що можуть використовуватись для майбутнього доступу [38]. При конверсії методу лікування, за умови достатньої антисептичної обробки АЗФ, можливе його використання як інструменту репозиції [94]. Результати, порівнянні із застосуванням внутрішнього МОС, показали комбінації остаточної фіксації за допомогою АЗФ та МІРО [95].

Відкрита репозиція, МОС пластиною та гвинтами. Основною методикою лікування переломів рілон є відкрита репозиція з фіксацією пластиною та гвинтами у більшості випадків. Завдяки КТ існує можливість детального передопераційного планування і побудови моделі перелому [77, 79, 80]. У тих випадках, коли остаточна фіксація обох кісток гомілки проводиться одночасно, порядок визначається типом перелому. Якщо перелом малоомілкової кістки простий, її фіксують у першу чергу, щоб полегшити репозицію і фіксацію великогомілкової кістки. У випадку з багатоуламковими або більш дистальними переломами малоомілкової кістки іноді великогомілкова кістка фіксується в першу чергу. Деякі автори вважають, що задня колона повинна бути зафіксована в першу чергу, а вибір доступу залежить від фрагментів перелому [96]. Описові та порівняльні статті показують схожі функціональні та анатомо-рентгенологічні результати, з невеликою кількістю ускладнень при використанні комбінованих та звичайних доступів [87, 97, 98, 103], але остаточного консенсусу щодо вибору не існує. Реконструкцію великогомілкової кістки починають із суглобової поверхні (епіфізарної частини), і лише потім фіксують її до метадіфіза. Також реконструкція суглобової поверхні починається з задньої колони. Після цього уламки простих фрагментів перелому компресуються за допомогою гвинтів [99]. Багатоуламкові переломи фіксуються за принципами мостоподібної фіксації, уникаючи компресії та подальшого травмування періосту.

МІРО, блокований інтрамедулярний остеосинтез. Зважаючи на стан м'яких тканин після високоенергетичних переломів рілон, у випадках з позасуглобовими та простими внутрішньосуглобовими переломами використовують металоостеосинтез за МІРО [100] та БІОС (блокований інтрамедулярний остеосинтез) [101].

Завдяки відносно маленьким розрізам та обмеженому травмуванню періосту, що порушує кровопостачання кісткових уламків під час відкритого остеосинтезу, техніка МІРО обумовлює меншу кількість ускладнень, забезпечуючи функціональні та рентгенологічні ре-

зультати, що не поступаються відкритому МОС та АЗФ [33, 73, 102]. Мінімізація пошкодження м'яких тканин також дозволяє проводити первинний остеосинтез високоенергетичних переломів дистального епіметафіза великогомілкової кістки за МІРО, уникаючи класичних ускладнень, що пов'язані з травматизацією м'яких тканин [104]. Також фіксацію за МІРО використовують у комбінації з іншими методами: з відкритим МОС пластиною та гвинтами [104], скелетним витягінням [103], АЗФ [95].

Первинний артродез над'яtkово-гомілкового суглоба. У разі уламкових переломів рілон, при яких реконструкція суглобової поверхні неможлива через кількість уламків, руйнування суглобової поверхні або через супутні захворювання, використовують методику первинного, або відтермінованого, артродезу. Метааналіз даних щодо використання цієї методики описує прийнятні функціональні результати [105], тим не менш, автор наголошує на необхідності продовження досліджень через їх недостатню кількість. Існуючі техніки артродезування використовують різноманітні варіанти металоконструкцій для досягнення мети: артродез пластиною-лезом [106], малоомілковою кісткою [107], пластинами в комбінації з циркулярними АЗФ [108], а також інтрамедулярним стрижнем [109]. За даними деяких авторів, артродезування над'яtkово-гомілкового суглоба при тяжких переломах рілон призводить до цілком прийнятних функціональних результатів, а також має невелику кількість ускладнень [110, 111]. Варто зазначити, що після артродезування підвищується частота виникнення остеоартрозу суміжних суглобів [112]. Переломи дистального епіметафіза великогомілкової кістки, що класифікуються як С-тип, часто потребують значного часу лікування, серії хірургічних втручань, тривалого застосування медикаментів, однак майже завжди усе це призводить до незадовільних результатів, незважаючи на зусилля хірурга і пацієнта. Первинне або вторинне артродезування в таких випадках набагато швидше дає добрі функціональні результати, дозволяючи розглядати цей метод у подібних руйнівних та прогнозовано негативних випадках.

Висновок

Переломи дистального епіметафіза великогомілкової кістки — проблема навіть для найдосвідченіших хірургів. Комбінація важкого багатоуламкового пошкодження кісткової тканини, імпації метафізарної зони великогомілкової кістки та травматизації м'яких тканин призводить до значних судинних і трофічних порушень та обумовлює високий відсоток незадовільних функціональних результатів лікування, що суттєво знижує працездатність пацієнтів аж до її втрати, погіршує якість життя та призводить до значних соціально-економічних витрат.

Завдяки прогресу техніки хірургічного лікування формуються нові тактичні підходи до лікування, які забезпечують поліпшення результатів. Тим не менш, сьогодні прогноз для пацієнта, який отримав таке пошкодження, зазвичай залишається невтішним, а ліку-

вання потребує багато часу, сил та ресурсів як з боку пацієнта, так і з боку лікаря. Ця проблема потребує подальшого дослідження з розробкою нових алгоритмізованих протоколів лікування, що базуватимуться на достатній доказовій базі та системі прогнозування результатів.

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

Список літератури

1. Mauffrey C, Vasario G, Battiston B, Lewis C, Beazley J, Seligson D. Tibial pilon fractures: a review of incidence, diagnosis, treatment, and complications. *Acta Orthop Belg.* 2011 Aug;77(4):432-440.
2. Mandi DM, Belin RP, Banks J, Barrett B. Pilon fractures. *Clin Podiatr Med Surg.* 2012 Apr;29(2):243-78, viii. doi: 10.1016/j.cpm.2012.01.001.
3. Bourne RB. Pylon fractures of the distal tibia. *Clin Orthop Relat Res.* 1989 Mar;(240):42-46.
4. Kelikian H, Kelikian AS. Disorders of the ankle. Philadelphia, PA: WB Saunders Company; 1985. 893 p.
5. Mandracchia VJ, Evans RD, Nelson SC, Smith KM. Pilon fractures of the distal tibia. *Clin Podiatr Med Surg.* 1999 Oct;16(4):743-767.
6. McFerran MA, Smith SW, Boulas HJ, Schwartz HS. Complications encountered in the treatment of pilon fractures. *J Orthop Trauma.* 1992;6(2):195-200. doi: 10.1097/00005131-199206000-00011.
7. Tang X, Liu L, Tu CQ, Li J, Li Q, Pei FX. Comparison of Early and Delayed Open Reduction and Internal Fixation for Treating Closed Tibial Pilon Fractures. *Foot Ankle Int.* 2014 Jul;35(7):657-664. doi: 10.1177/1071100714534214.
8. Zheng Y, Zhang JD, Shen JM, Chen JJ, Toy L, Huang JF. A Modified 2-Stage Treatment for AO/OTA 43-C1 Pilon Fractures Accompanied by Distal Fibular and Posterior Lip of the Distal Tibia Fracture. *J Foot Ankle Surg.* 2020 Sep-Oct;59(5):972-978. doi: 10.1053/j.jfas.2020.03.020.
9. Carbonell-Escobar R, Rubio-Suarez JC, Ibarzabal-Gil A, Rodriguez-Merchan EC. Analysis of the variables affecting outcome in fractures of the tibial pilon treated by open reduction and internal fixation. *J Clin Orthop Trauma.* 2017 Oct-Dec;8(4):332-338. doi: 10.1016/j.jcot.2017.05.014.
10. Meng YC, Zhou XH. External fixation versus open reduction and internal fixation for tibial pilon fractures: A meta-analysis based on observational studies. *Chin J Traumatol.* 2016 Oct 1;19(5):278-282. doi: 10.1016/j.cjtee.2016.06.002.
11. Marsh JL, Slongo TF, Agel J, et al. Fracture and dislocation classification compendium — 2007: Orthopaedic Trauma Association classification, database and outcomes committee. *J Orthop Trauma.* 2007 Nov-Dec;21(Suppl 10):S1-133. doi: 10.1097/00005131-200711101-00001.
12. Rüedi T, Allgöwer M. Fractures of the lower end of the tibia into the ankle joint. *Injury.* 1969 Oct;1(2):92-99. doi: 10.1016/S0020-1383(69)80066-5.
13. Borrelli J Jr, Ellis E. Pilon fractures: assessment and treatment. *Orthop Clin North Am.* 2002 Jan;33(1):231-245, x. doi: 10.1016/s0030-5898(03)00082-8.
14. Topliss CJ, Jackson M, Atkins RM. Anatomy of pilon fractures of the distal tibia. *J Bone Joint Surg Br.* 2005 May;87(5):692-697. doi: 10.1302/0301-620X.87B5.15982.
15. Leonetti D, Tigani D. Pilon fractures: A new classification system based on CT-scan. *Injury.* 2017 Oct;48(10):2311-2317. doi: 10.1016/j.injury.2017.07.026.
16. Qiu XS, Li XG, Qi XY, Wang Z, Chen YX. What Is the Most Reliable Classification System to Assess Tibial Pilon Fractures? *J Foot Ankle Surg.* 2020 Jan-Feb;59(1):48-52. doi: 10.1053/j.jfas.2019.07.002.
17. Palma J, Villa A, Mery P, et al. A New Classification System for Pilon Fractures Based on CT Scan: An Independent Interobserver and Intraobserver Agreement Evaluation. *J Am Acad Orthop Surg.* 2020 Mar 1;28(5):208-213. doi: 10.5435/JAAOS-D-19-00390.
18. Bear J, Rollick N, Helfet D. Evolution in Management of Tibial Pilon Fractures. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2018 Dec;11(4):537-545. doi: 10.1007/s12178-018-9519-7.
19. Sirkin MS. Plating of tibial pilon fractures. *Am J Orthop (Belle Mead NJ).* 2007 Dec;36(12 Suppl 2):13-17.
20. Crist BD, Khazzam M, Murtha YM, Della Rocca GJ. Pilon fractures: advances in surgical management. *J Am Acad Orthop Surg.* 2011 Oct;19(10):612-22. doi: 10.5435/00124635-201110000-00005.
21. Ibrahim DA, Swenson A, Sassoan A, Fernando ND. Classifications In Brief: The Tschernse Classification of Soft Tissue Injury. *Clin Orthop Relat Res.* 2017 Feb;475(2):560-564. doi: 10.1007/s11999-016-4980-3.
22. Gustilo RB, Anderson JT. Prevention of infection in the treatment of one thousand and twenty-five open fractures of long bones: retrospective and prospective analyses. *J Bone Joint Surg Am.* 1976 Jun;58(4):453-458.
23. Rommens PM, Claes P, Broos PL. Therapeutic strategy in pilon fractures type C2 and C3: soft tissue damage changes treatment protocol. *Acta Chir Belg.* 1996 Apr;96(2):85-92.
24. Dujardin F, Abdulmutalib H, Tobenas AC. Total fractures of the tibial pilon. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2014 Feb;100(Suppl 1):S65-74. doi: 10.1016/j.otsr.2013.06.016.
25. Teeny SM, Wiss DA. Open reduction and internal fixation of tibial plafond fractures. Variables contributing to poor results and complications. *Clin Orthop Relat Res.* 1993 Jul;(292):108-117.
26. Kim JH, Patel S. Is it worth discriminating against patients who smoke? A systematic literature review on the effects of tobacco use in foot and ankle surgery. *J Foot Ankle Surg.* 2017 May-Jun;56(3):594-599. doi: 10.1053/j.jfas.2017.02.006.
27. Sirkin M, Sanders R, DiPasquale T, Herscovici D Jr. A staged protocol for soft tissue management in the treatment of complex pilon fractures. *J Orthop Trauma.* 2004 Sep;18(Suppl 8):S32-38. doi: 10.1097/00005131-200409001-00005.
28. Chen H, Cui X, Ma B, Rui Y, Li H. Staged procedure protocol based on the four-column concept in the treatment of AO/OTA type 43-C3.3 pilon fractures. *J Int Med Res.* 2019 May;47(5):2045-2055. doi: 10.1177/0300060519836512.
29. Boraiah S, Kemp TJ, Erwtaman A, Lucas PA, Aspriano DE. Outcome following open reduction and internal fixation of open pilon fractures. *J Bone Joint Surg Am.* 2010 Feb;92(2):346-352. doi: 10.2106/JBJS.H.01678.
30. Tong D, Ji F, Zhang H, et al. Two-stage procedure protocol for minimally invasive plate osteosynthesis technique in

- the treatment of the complex pilon fracture. *Int Orthop*. 2012 Apr;36(4):833-837. doi: 10.1007/s00264-011-1434-0.
31. White TO, Guy P, Cooke CJ, et al. The results of early primary open reduction and internal fixation for treatment of OTA 43.C-type tibial pilon fractures: a cohort study. *J Orthop Trauma*. 2010 Dec;24(12):757-763. doi: 10.1097/BOT.0b013e3181d04bc0.
32. Malik-Tabassum K, Pillai K, Hussain Y, et al. Post-operative outcomes of open reduction and internal fixation versus circular external fixation in treatment of tibial plafond fractures: A systematic review and meta-analysis. *Injury*. 2020 Jul;51(7):1448-1456. doi: 10.1016/j.injury.2020.04.056.
33. Korkmaz A, Cifdemir M, Ozcan M, Copuroglu C, Saridoğan K. The analysis of the variables, affecting outcome in surgically treated tibia pilon fractured patients. *Injury*. 2013 Oct;44(10):1270-1274. doi: 10.1016/j.injury.2013.06.016.
34. Duckworth AD, Jefferies JG, Clement ND, White TO. Type C tibial pilon fractures: short- and long-term outcome following operative intervention. *Bone Joint J*. 2016 Aug;98-B(8):1106-1111. doi: 10.1302/0301-620X.98B8.36400.
35. Koulouvaris P, Stafylas K, Mitsionis G, Vekris M, Mavrodontidis A, Xenakis T. Long-term results of various therapy concepts in severe pilon fractures. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2007 Jul;127(5):313-320. doi: 10.1007/s00402-007-0306-y.
36. Marsh JL, Bonar S, Nepola JV, Decoster TA, Hurwitz SR. Use of an articulated external fixator for fractures of the tibial plafond. *J Bone Joint Surg Am*. 1995 Oct;77(10):1498-1509. doi: 10.2106/00004623-199510000-00004.
37. Tornetta P 3rd, Weiner L, Bergman M, et al. Pilon fractures: treatment with combined internal and external fixation. *J Orthop Trauma*. 1993;7(6):489-496. doi: 10.1097/00005131-199312000-00001.
38. Shah CM, Babb PE, McAndrew CM, et al. Definitive plates overlapping provisional external fixator pin sites: is the infection risk increased? *J Orthop Trauma*. 2014 Sep;28(9):518-522. doi: 10.1097/BOT.000000000000077.
39. Zeng XT, Pang GG, Ma BT, et al. Surgical treatment of open pilon fractures. *Orthop Surg*. 2011 Feb;3(1):45-51. doi: 10.1111/j.1757-7861.2010.00113.x.
40. Stall A, Paryavi E, Gupta R, Zadnik M, Hui E, O'Toole RV. Perioperative supplemental oxygen to reduce surgical site infection after open fixation of high-risk fractures: a randomized controlled pilot trial. *J Trauma Acute Care Surg*. 2013 Oct;75(4):657-663. doi: 10.1097/TA.0b013e3182a1fe83.
41. O'Toole RV, Joshi M, Carlini AR, et al.; METRC. Supplemental Perioperative Oxygen to Reduce Surgical Site Infection After High-Energy Fracture Surgery (OXYGEN Study). *J Orthop Trauma*. 2017 Apr;31(Suppl 1):S25-S31. doi: 10.1097/BOT.0000000000000803.
42. D'Alleyrand JC, Manson TT, Dancy L, et al. Is time to flap coverage of open tibial fractures an independent predictor of flap-related complications? *J Orthop Trauma*. 2014 May;28(5):288-293. doi: 10.1097/BOT.0000000000000001.
43. He X, Hu Y, Ye P, Huang L, Zhang F, Ruan Y. The operative treatment of complex pilon fractures: A strategy of soft tissue control. *Indian J Orthop*. 2013 Sep;47(5):487-492. doi: 10.4103/0019-5413.118205.
44. Wang Z, Qu W, Liu T, et al. A Two-Stage Protocol with Vacuum Sealing Drainage for the Treatment of Type C Pilon Fractures. *J Foot Ankle Surg*. 2016 Sep-Oct;55(5):1117-1120. doi: 10.1053/j.jffas.2016.01.047.
45. Swiontkowski MF, Sands AK, Agel J, Diab M, Schwappach JR, Kreder HJ. Interobserver variation in the AO/OTA fracture classification system for pilon fractures: is there a problem? *J Orthop Trauma*. 1997 Oct;11(7):467-470. doi: 10.1097/00005131-199710000-00002.
46. Lee YS, Chen SW, Chen SH, Chen WC, Lau MJ, Hsu TL. Stabilisation of the fractured fibula plays an important role in the treatment of pilon fractures: a retrospective comparison of fibular fixation methods. *Int Orthop*. 2009 Jun;33(3):695-699. doi: 10.1007/s00264-008-0654-4.
47. Evans JM, Gardner MJ, Brennan ML, Phillips CJ, Henley MB, Dunbar RP. Intramedullary fixation of fibular fractures associated with pilon fractures. *J Orthop Trauma*. 2010 Aug;24(8):491-494. doi: 10.1097/BOT.0b013e3181eb5c4f.
48. Stewart CM, Kiner D, Nowotarski P. Intramedullary nail fixation of fibular fractures associated with tibial shaft and pilon fractures. *J Orthop Trauma*. 2013 May;27(5):e114-117. doi: 10.1097/BOT.0b013e3182694a2d.
49. Ramlee MH, Sulong MA, Garcia-Nieto E, Penaranda DA, Felipe AR, Kadir MRA. Biomechanical features of six design of the delta external fixator for treating Pilon fracture: a finite element study. *Med Biol Eng Comput*. 2018 Oct;56(10):1925-1938. doi: 10.1007/s11517-018-1830-3.
50. Papadokostakis G, Kontakis G, Giannoudis P, Hadjipavlou A. External fixation devices in the treatment of fractures of the tibial plafond: a systematic review of the literature. *J Bone Joint Surg Br*. 2008 Jan;90(1):1-6. doi: 10.1302/0301-620X.90B1.19858.
51. Torino D, Mehta S. Fibular Fixation in Distal Tibia Fractures: Reduction Aid or Nonunion Generator? *J Orthop Trauma*. 2016 Nov;30(Suppl 4):S22-S25. doi: 10.1097/BOT.0000000000000695.
52. Rouhani A, Elmi A, Akbari Aghdam H, Panahi F, Dokht Ghafari Y. The role of fibular fixation in the treatment of tibia diaphysis distal third fractures. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2012 Dec;98(8):868-872. doi: 10.1016/j.otsr.2012.09.009.
53. Howard JL, Agel J, Barei DP, Benirschke SK, Nork SE. A prospective study evaluating incision placement and wound healing for tibial plafond fractures. *J Orthop Trauma*. 2008 May-Jun;22(5):299-305; discussion 305-6. doi: 10.1097/BOT.0b013e318172c811.
54. Kim GB, Shon OJ, Park CH. Treatment of AO/OTA Type C Pilon Fractures Through the Anterolateral Approach Combined With the Medial MIPO Technique. *Foot Ankle Int*. 2018 Apr;39(4):426-432. doi: 10.1177/1071100717746628.
55. Kurylo JC, Datta N, Iskander KN, Tornetta P 3rd. Does the Fibula Need to be Fixed in Complex Pilon Fractures? *J Orthop Trauma*. 2015 Sep;29(9):424-427. doi: 10.1097/BOT.0000000000000304.
56. Tomás-Hernández J. High-energy pilon fractures management: State of the art. *EFORT Open Rev*. 2017 Mar 13;1(10):354-361. doi: 10.1302/2058-5241.1.000016.
57. Bone LB. Fractures of the tibial plafond. The pilon fracture. *Orthop Clin North Am*. 1987 Jan;18(1):95-104.
58. Mast JW, Spiegel PG, Pappas JN. Fractures of the tibial pilon. *Clin Orthop Relat Res*. 1988 May;(230):68-82.

59. Rüedi T. Intraarticular fractures of distal tibia: results after 9 years. *Arch Orthop Unfallchir.* 1973;76(4):248-254. German. doi: 10.1007/BF00416372.
60. Ayeni JP. Pilon fractures of the tibia: a study based on 19 cases. *Injury.* 1988 Mar;19(2):109-114. doi: 10.1016/0020-1383(88)90085-x.
61. Borrelli J Jr, Torzilli PA, Grigiene R, Helfet DL. Effect of impact load on articular cartilage: development of an intra-articular fracture model. *J Orthop Trauma.* 1997 Jul;11(5):319-326. doi: 10.1097/00005131-199707000-00003.
62. Bourne RB, Rorabeck CH, Macnab J. Intra-articular fractures of the distal tibia: the pilon fracture. *J Trauma.* 1983 Jul;23(7):591-596. doi: 10.1097/00005373-198307000-00008.
63. Babis GC, Vayanos ED, Papaioannou N, Pantazopoulos T. Results of surgical treatment of tibial plafond fractures. *Clin Orthop Relat Res.* 1997 Aug;(341):99-105.
64. Teeny SM, Wiss DA. Open reduction and internal fixation of tibial plafond fractures. Variables contributing to poor results and complications. *Clin Orthop Relat Res.* 1993 Jul;(292):108-117.
65. Bastian L, Blauth M, Thermann H, Tscherne H. Various therapy concepts in severe fractures of the tibial pilon (type C injuries). A comparative study. *Unfallchirurg.* 1995 Nov;98(11):551-558. German.
66. Oestern HJ, Tscherne H. Pathophysiology and classification of soft tissue damage in fractures. *Orthopade.* 1983 Jan;12(1):2-8. German.
67. Rommens PM, Claes P, Broos PL. Therapeutic strategy in pilon fractures type C2 and C3: soft tissue damage changes treatment protocol. *Acta Chir Belg.* 1996 Apr;96(2):85-92.
68. Brumback RJ, McGarvey WC. Fractures of the tibial plafond. Evolving treatment concepts for the pilon fracture. *Orthop Clin North Am.* 1995 Apr;26(2):273-285.
69. Kellam JF, Waddell JP. Fractures of the distal tibial metaphysis with intra-articular extension — the distal tibial explosion fracture. *J Trauma.* 1979 Aug;19(8):593-601. doi: 10.1097/00005373-197908000-00007.
70. Chen SH, Wu PH, Lee YS. Long-term results of pilon fractures. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2007 Jan;127(1):55-60. doi: 10.1007/s00402-006-0225-3.
71. Lomax A, Singh A, N Jane M, Senthil KC. Complications and early results after operative fixation of 68 pilon fractures of the distal tibia. *Scott Med J.* 2015 May;60(2):79-84. doi: 10.1177/0036933015569159.
72. Cutillas-Ybarra MB, Lizaur-Utrilla A, Lopez-Prats FA. Prognostic factors of health-related quality of life in patients after tibial plafond fracture. A pilot study. *Injury.* 2015 Nov;46(11):2253-2257. doi: 10.1016/j.injury.2015.06.025.
73. Blauth M, Bastian L, Krettek C, Knop C, Evans S. Surgical options for the treatment of severe tibial pilon fractures: a study of three techniques. *J Orthop Trauma.* 2001 Mar-Apr;15(3):153-160. doi: 10.1097/00005131-200103000-00002.
74. Dickson KF, Montgomery S, Field J. High energy plafond fractures treated by a spanning external fixator initially and followed by a second stage open reduction internal fixation of the articular surface — preliminary report. *Injury.* 2001 Dec;32 (Suppl 4):SD92-98. doi: 10.1016/s0020-1383(01)00163-2.
75. Patterson MJ, Cole JD. Two-staged delayed open reduction and internal fixation of severe pilon fractures. *J Orthop Trauma.* 1999 Feb;13(2):85-91. doi: 10.1097/00005131-199902000-00003.
76. Zhao L, Li Y, Chen A, Zhang Z, Xi J, Yang D. Treatment of type C pilon fractures by external fixator combined with limited open reduction and absorbable internal fixation. *Foot Ankle Int.* 2013 Apr;34(4):534-542. doi: 10.1177/1071100713480344.
77. Zhao Y, Wu J, Wei S, et al. Surgical approach strategies for open reduction internal fixation of closed complex tibial Pilon fractures based on axial CT scans. *J Orthop Surg Res.* 2020 Jul 27;15(1):283. doi: 10.1186/s13018-020-01770-y.
78. Bartoniček J, Rammelt S, Kostlivý K, Vaněček V, Klika D, Trešl I. Anatomy and classification of the posterior tibial fragment in ankle fractures. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2015 Apr;135(4):505-516. doi: 10.1007/s00402-015-2171-4.
79. Keiler A, Riechelmann F, Thöni M, Brunner A, Ulmar B. Three-dimensional computed tomography reconstruction improves the reliability of tibial pilon fracture classification and preoperative surgical planning. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2020 Feb;140(2):187-195. doi: 10.1007/s00402-019-03259-8.
80. Donohoe S, Alluri RK, Hill JR, Fleming M, Tan E, Marecek G. Impact of Computed Tomography on Operative Planning for Ankle Fractures Involving the Posterior Malleolus. *Foot Ankle Int.* 2017 Dec;38(12):1337-1342. doi: 10.1177/1071100717731568.
81. Ford SE, Ellington JK. Management of Distal Tibial Metaphyseal Bone Defects with an Intramedullary Nitinol Scaffold: A Novel Technique. *Foot Ankle Spec.* 2017 Aug;10(4):368-371. doi: 10.1177/1938640016679708.
82. Luo H, Chen L, Liu K, Peng S, Zhang J, Yi Y. Minimally invasive treatment of tibial pilon fractures through arthroscopy and external fixator-assisted reduction. *Springerplus.* 2016 Nov 5;5(1):1923. doi: 10.1186/s40064-016-3601-7.
83. Cole PA, Mehrle RK, Bhandari M, Zlowodzki M. The pilon map: fracture lines and comminution zones in OTA/AO type 43C3 pilon fractures. *J Orthop Trauma.* 2013 Jul;27(7):e152-156. doi: 10.1097/BOT.0b013e318288a7e9.
84. Assal M, Ray A, Stern R. Strategies for surgical approaches in open reduction internal fixation of pilon fractures. *J Orthop Trauma.* 2015 Feb;29(2):69-79. doi: 10.1097/BOT.0000000000000218.
85. Ali AM, El-Shafie M, Willett KM. Failure of fixation of tibial plateau fractures. *J Orthop Trauma.* 2002 May;16(5):323-329. doi: 10.1097/00005131-200205000-00006.
86. Wang D, Liu Y, Liu Y, et al. A dual functional bone-defect-filling material with sequential antibacterial and osteoinductive properties for infected bone defect repair. *J Biomed Mater Res A.* 2019 Oct;107(10):2360-2370. doi: 10.1002/jbm.a.36744.
87. Chen L, O'Shea K, Early JS. The use of medial and lateral surgical approaches for the treatment of tibial plafond fractures. *J Orthop Trauma.* 2007 Mar;21(3):207-211. doi: 10.1097/01.bot.0000246410.25423.3e.
88. Chen DW, Li B, Aubeeluck A, Yang YF, Zhou JQ, Yu GR. Open reduction and internal fixation of posterior pilon fractures with buttress plate. *Acta Ortop Bras.* 2014;22(1):48-53. doi: 10.1590/S1413-78522014000100009.
89. Aneja A, Luo TD, Liu B, et al. Anterolateral distal tibia locking plate osteosynthesis and their ability to capture

- OTAC3 pilon fragments. *Injury*. 2018 Feb;49(2):409-413. doi: 10.1016/j.injury.2017.12.015.
90. Oken OF, Yildirim AO, Asilturk M. Finite element analysis of the stability of AO/OTA 43-C1 type distal tibial fractures treated with distal tibia medial anatomic plate versus anterolateral anatomic plate. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2017 Oct;51(5):404-408. doi: 10.1016/j.aott.2017.09.003.
91. Penny P, Swords M, Heisler J, Cien A, Sands A, Cole P. Ability of modern distal tibia plates to stabilize comminuted pilon fracture fragments: Is dual plate fixation necessary? *Injury*. 2016 Aug;47(8):1761-1769. doi: 10.1016/j.injury.2016.05.026.
92. Amorosa LF, Brown GD, Greisberg J. A surgical approach to posterior pilon fractures. *J Orthop Trauma*. 2010 Mar;24(3):188-193. doi: 10.1097/BOT.0b013e3181b91927.
93. Kim GB, Shon OJ, Park CH. Treatment of AO/OTA Type C Pilon Fractures Through the Anterolateral Approach Combined With the Medial MIPO Technique. *Foot Ankle Int*. 2018 Apr;39(4):426-432. doi: 10.1177/1071100717746628.
94. Hardeski D, Gaski G, Joshi M, et al. Can applied external fixators be sterilized for surgery? A prospective cohort study of orthopaedic trauma patients. *Injury*. 2016 Dec;47(12):2679-2682. doi: 10.1016/j.injury.2016.07.009.
95. Davidovitch RI, Elkhechen RJ, Romo S, Walsh M, Egol KA. Open reduction with internal fixation versus limited internal fixation and external fixation for high grade pilon fractures (OTA type 43C). *Foot Ankle Int*. 2011 Oct;32(10):955-961. doi: 10.3113/FAI.2011.0955.
96. Arrondo GM, Joannas G. Complex Ankle Fractures: Practical Approach for Surgical Treatment. *Foot Ankle Clin*. 2020 Dec;25(4):587-595. doi: 10.1016/j.fcl.2020.08.002.
97. Guan J, Huang M, Wang Q, Chen Y, Wang L. Treatment of AO/OTA 43-C3 Pilon Fracture: Be Aware of Posterior Column Malreduction. *Biomed Res Int*. 2019 Apr 14;2019:4265782. doi: 10.1155/2019/4265782.
98. Ketz J, Sanders R. Staged posterior tibial plating for the treatment of Orthopaedic Trauma Association 43C2 and 43C3 tibial pilon fractures. *J Orthop Trauma*. 2012 Jun;26(6):341-347. doi: 10.1097/BOT.0b013e318225881a.
99. Vicenti G, Bizzoca D, Nappi VS, et al. The impact of lag screw in the healing time of distal tibia fractures treated with minimally invasive plate osteosynthesis: A randomized clinical trial. *Injury*. 2020 Aug;51(Suppl 3):S80-S85. doi: 10.1016/j.injury.2020.02.042.
100. Hasenboehler E, Rikli D, Babst R. Locking compression plate with minimally invasive plate osteosynthesis in diaphyseal and distal tibial fracture: a retrospective study of 32 patients. *Injury*. 2007 Mar;38(3):365-370. doi: 10.1016/j.injury.2006.10.024.
101. Prasad P, Nemade A, Anjum R, Joshi N. Extra-articular distal tibial fractures, is interlocking nailing an option? A prospective study of 147 cases. *Chin J Traumatol*. 2019 Apr;22(2):103-107. doi: 10.1016/j.cjtee.2018.12.005.
102. Biz C, Angelini A, Zamperetti M, et al. Medium-Long-Term Radiographic and Clinical Outcomes after Surgical Treatment of Intra-Articular Tibial Pilon Fractures by Three Different Techniques. *Biomed Res Int*. 2018 Mar 1;2018:6054021. doi: 10.1155/2018/6054021.
103. Milenković S, Mitković M, Micić I, et al. Distal tibial pilon fractures (AO/OTA type B, and C) treated with the external skeletal and minimal internal fixation method. *Vojnosanit Pregl*. 2013 Sep;70(9):836-841. doi: 10.2298/vsp1309836m.
104. Leonard M, Magill P, Khayyat G. Minimally-invasive treatment of high velocity intra-articular fractures of the distal tibia. *Int Orthop*. 2009 Aug;33(4):1149-1153. doi: 10.1007/s00264-008-0629-5.
105. Nicholas PRM, Carter R, Chan P, Jamal B. A Systematic Review of Primary Ankle Arthrodesis in the Treatment of Pilon Fractures. *Foot (Edinb)*. 2021 Jun;47:101780. doi: 10.1016/j.foot.2021.101780.
106. Morgan SJ, Thordarson DB, Shepherd LE. Salvage of tibial pilon fractures using fusion of the ankle with a 90 degrees cannulated blade-plate: a preliminary report. *Foot Ankle Int*. 1999 Jun;20(6):375-378. doi: 10.1177/107110079902000606.
107. Yajima H, Kobata Y, Tomita Y, Kawate K, Sugimoto K, Takakura Y. Ankle and pantalar arthrodeses using vascularized fibular grafts. *Foot Ankle Int*. 2004 Jan;25(1):3-7. doi: 10.1177/107110070402500102.
108. Beaman DN, Gellman R. Fracture reduction and primary ankle arthrodesis: a reliable approach for severely comminuted tibial pilon fracture. *Clin Orthop Relat Res*. 2014 Dec;472(12):3823-3834. doi: 10.1007/s11999-014-3683-x.
109. Persigant M, Colin F, Noailles T, Pietu G, Gouin F. Functional assessment of transplatar nailing for ankle fracture in the elderly: 48 weeks' prospective follow-up of 14 patients. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2018 Jun;104(4):507-510. doi: 10.1016/j.otsr.2018.03.008.
110. Zelle BA, Gruen GS, McMillen RL, Dahl JD. Primary Arthrodesis of the Tibiotalar Joint in Severely Comminuted High-Energy Pilon Fractures. *J Bone Joint Surg Am*. 2014 Jun 4;96(11):e91. doi: 10.2106/JBJS.M.00544.
111. Ho B, Ketz J. Primary Arthrodesis for Tibial Pilon Fractures. *Foot Ankle Clin*. 2017 Mar;22(1):147-161. doi: 10.1016/j.fcl.2016.09.010.
112. Ling JS, Smyth NA, Fraser EJ, et al. Investigating the relationship between ankle arthrodesis and adjacent-joint arthritis in the hindfoot: a systematic review. *J Bone Joint Surg Am*. 2015 Mar 18;97(6):513-520. doi: 10.2106/JBJS.N.00426.

Отримано/Received 04.04.2024

Рецензовано/Revised 15.04.2024

Прийнято до друку/Accepted 24.04.2024

Information about authors

Olexandr Burianov, MD, DSc, PhD, Professor, Head of the Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: kaftraum@ukr.net; fax: +380 (44) 288-01-26; phone: +380 (67) 796-68-76; https://orcid.org/0000-0002-2174-1882

Heorhii S. Tsapenko, PhD-student, Assistant, Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: kaftraum@ukr.net; https://orcid.org/0009-0003-5352-0165

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

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

O.A. Buryanov, H.S. Tsapenko, T.M. Omelchenko
Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

Surgical tactics for distal tibial fractures. Literature review

Abstract. Background. Fractures of the distal tibial epimetaphysis (pilon fracture) account for 5–7 % of all tibial fractures and 10–15 % of all lower extremity bone fractures. The percentage of treatment failure in pilon fractures remains high and reaches 38–40 %. An important factor causing this is the lack of algorithms, accepted treatment protocols, and a system for predicting the effects of therapy. Purpose of the study: to analyze the features of modern surgical tactics in case of distal tibia fractures, to identify controversial and unresolved issues, to outline the possible reasons for a significant number of poor treatment outcomes, as well as to outline ways to improve them. **Materials and methods.** A review of 878 publications in the PubMed database over the past 15 years was conducted. 210 publications were selected and analyzed. The methods of analytical and descriptive statistics are applied. **Results.** Among the most de-

batable issues in the literature regarding which there is no consensus or a generally accepted approach that has evidence and justified tactics, the following should be highlighted: the choice of the time of surgical intervention; selection of method and means of fixation; rational tactics for osteosynthesis conversion; necessity and significance of fibula restoration during the treatment of pilon fractures; the importance of osteoplasty and the priority of restoring tibial anatomy according to the “column” principle; the place of primary arthrodesis in the surgical treatment for pilon fractures. **Conclusions.** These issues require further research with the development of new substantiated algorithmized treatment protocols based on a sufficient evidence base and a system for predicting the outcomes.

Keywords: distal epimetaphysis; tibia; pilon fracture; literature review

РЕАБІЛІТАЦІЯ ПІСЛЯ ІНСУЛЬТІВ І ТРАВМ

НЕВРОЛОГІЧНА КЛІНІКА “АКСІМЕД”



АКСІМЕД
КЛІНІКА СУЧАСНОЇ НЕВРОЛОГІЇ

ВУЛ. ТУМАНЯНА, 3 • AKSİMED.UA
(044) 390-00-55

20 РОКІВ
ДОСВІДУ



САМОТРИВАННЯ МОЖЕ БУТИ ШКІДЛИВИМ ДЛЯ ВАШОГО ЗДОРОВ'Я



*«Аксімед»
завжди
попереду!*

НА БАЗІ КЛІНІКИ «АКСІМЕД» ВІДКРИТО СУЧАСНИЙ

ЦЕНТР ПРОБЛЕМ СНУ

ЕФЕКТИВНА ДІАГНОСТИКА ТА ЛІКУВАННЯ:

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

ПРОВОДИМО НАЙСУЧАСНІШУ
ПОЛІСОМНОГРАФІЮ



AKSIMED.UA • 044 390 00 55