

3 (632) 2023

ISSN (p) 0030-5987  
ISSN (e) 2518-1882

# ОРТОПЕДІЯ, ТРАВМАТОЛОГІЯ та ПРОТЕЗУВАННЯ

ORTHOPAEDICS,  
TRAUMATOLOGY AND PROSTHETICS



НАУКОВО-ПРАКТИЧНИЙ ЖУРНАЛ  
ЗАСНОВАНИЙ У ТРАВНІ 1927 р.

НАЦІОНАЛЬНА АКАДЕМІЯ МЕДИЧНИХ НАУК УКРАЇНИ  
ДУ «ІНСТИТУТ ПАТОЛОГІЇ ХРЕБТА ТА СУГЛОБІВ  
ІМ. ПРОФ. М. І. СИТЕНКА НАМН УКРАЇНИ»  
ВГО «УКРАЇНСЬКА АСОЦІАЦІЯ ОРТОПЕДІВ-ТРАВМАТОЛОГІВ»

# ОРТОПЕДІЯ, ТРАВМАТОЛОГІЯ та ПРОТЕЗУВАННЯ

Щоквартальний науково-практичний журнал  
Заснований у травні 1927 р.

---

## № 3 (632) липень—вересень 2023

---

### РЕДАКЦІЙНА КОЛЕГІЯ

Головний редактор

Корж М. О. (Харків, Україна)

Заст. головного редактора

Філіпенко В. А. (Харків, Україна)

Відповідальний секретар

Бондаренко С. Є. (Харків, Україна)

Aghayev E. (Цюрих, Швейцарія)

Анкін М. Л. (Київ, Україна)

Ашукіна Н. О. (Харків, Україна)

Безсмертний Ю. О. (Вінниця, Україна)

Benedetto K. (Фельдкірх, Австрія)

Brzoska R. (Бельсько-Бяла, Польща)

Бур'янов О. А. (Київ, Україна)

Вирва О. Є. (Харків, Україна)

Гайко Г. В. (Київ, Україна)

Головаха М. Л. (Запоріжжя, Україна)

Gosheger G. (Мюнстер, Німеччина)

Григор'єва Н. В. (Київ, Україна)

Grifka J. (Бад-Аббах, Німеччина)

Guo W. (Пекін, Китай)

Дедух Н. В. (Київ, Україна)

Дігтяр В. А. (Дніпро, Україна)

Істомін А. Г. (Харків, Україна)

Jerosch J. (Нойс, Німеччина)

Клімовицький В. Г. (Ліман, Україна)

Коструб О. О. (Київ, Україна)

Лоскутов О. Є. (Дніпро, Україна)

Orljanski W. (Відень, Австрія)

Pirino F. (Мілан, Італія)

Радченко В. О. (Харків, Україна)

Ruggieri P. (Падуя, Італія)

Страфун С. С. (Київ, Україна)

Synder M. (Лодзь, Польща)

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

Trc T. (Прага, Чеська Республіка)

Tripathy S. K. (Бхубанесвар, Індія)

Тяжелов О. А. (Харків, Україна)

Хвисюк О. М. (Харків, Україна)

Хмизов С. О. (Харків, Україна)

Windhager R. (Відень, Австрія)

---

Зав. редакцією Ю. О. Задорожна

---

Адреса редакції: вул. Пушкінська, 80, Харків, 61024, Україна. Тел. +38 (057) 704-13-62

Факс +38 (057) 700-11-27, e-mail: redaczia\_OTP@ukr.net

Адреса засновника: вул. Пушкінська, 80, Харків, 61024, Україна.

Відповідно до наказу МОН України від 07.11.2018 № 1218 журнал включено

з Перелік наукових спеціалізованих видань України

з медичних наук для публікації наукових результатів дисертацій (категорія Б)

(попередні реєстрації № 1а/5 від 22.05.1997, № 1-05/7 від 09.06.1999, № 1-05/4 від 14.10.2009, № 793 від 04.07.2014)

Харків, ФОП Рубан В. В., 2023

# ORTHOPAEDICS, TRAUMATOLOGY and PROSTHETICS

A quarterly scientific-practical journal

Founded in May 1927

---

## EDITORIAL BOARD

Editor-in-Chief

Korzh M. O. (Kharkiv, Ukraine)

Associate Editor

Filipenko V. A. (Kharkiv, Ukraine)

Responsible secretary

Bondarenko S. Ye. (Kharkiv, Ukraine)

Aghayev E. (Zurich, Switzerland)

Ankin M. L. (Kyiv, Ukraine)

Ashukina N. O. (Kharkiv, Ukraine)

Benedetto K. (Feldkirch, Austria)

Bezsmertnyi Yu. O. (Vinnytsia, Ukraine)

Brzoska R. (Bielsko-Biala, Poland)

Buryanov O. A. (Kyiv, Ukraine)

Dedukh N. V. (Kyiv, Ukraine)

Degtyar V. A. (Dnipro, Ukraine)

Gayko G. V. (Kyiv, Ukraine)

Golovakha M. L. (Zaporizhzhia, Ukraine)

Gosheger G. (Munster, Germany)

Grygorieva N. V. (Kyiv, Ukraine)

Grifka J. (Bad Abbach, Germany)

Guo W. (Beijing, China)

Istomin A. G. (Kharkiv, Ukraine)

Jerosch J. (Neuss, Germany)

Khmyzov S. O. (Kharkiv, Ukraine)

Khvisiuk O. M. (Kharkiv, Ukraine)

Klimovitsky V. G. (Lyman, Ukraine)

Kostrub O. O. (Kyiv, Ukraine)

Loskutov O. Ye. (Dnipro, Ukraine)

Orljanski W. (Vienna, Austria)

Pipino F. (Milan, Italy)

Radchenko V. O. (Kharkiv, Ukraine)

Ruggieri P. (Padua, Italy)

Strafun S. S. (Kyiv, Ukraine)

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

Synder M. (Lodz, Poland)

Trc T. (Praha, Czech Republic)

Tripathy S. K. (Bhubaneswar, India)

Tyazhelov O. A. (Kharkiv, Ukraine)

Vyrva O. Ye. (Kharkiv, Ukraine)

Windhager R. (Vienna, Austria)

---

## Шановні читачі!

Сайт журналу [www.otp-journal.com.ua](http://www.otp-journal.com.ua) системи Open Journal Systems — Google Scholar

Журнал

- внесено до каталогу періодичних видань України — індекс 71454
- представлено на порталі Національної бібліотеки України ім. В. І. Вернадського, [www.nbuv.gov.ua](http://www.nbuv.gov.ua)
- включено до загальнодержавної реферативної бази даних (РБД) «Україніка наукова» та видання УРЖ «Джерело» — Інститута проблем реєстрації інформації НАН України (ІПРІ)
- включено до міжнародної системи «Ulrich's Periodicals Directory»
- представлено на сайті [www.sitenko.org.ua](http://www.sitenko.org.ua)
- індексується Google Scholar, BASE, Research Bible, World Cat, EBSCO

*Рекомендовано до друку вченою радою ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» (протокол № 6 від 04.08.2023)*

Технічний редактор Н. О. Ашукіна

Переклад на англ. мову авторський

Комп'ютерна верстка М. О. Блудова, І. М. Новікова

---

Ідентифікатор у реєстрі суб'єктів у сфері медіа — R03-01369.

Здано в набір 15.09.2023. Підписано до друку 18.09.2023. Формат 60x84/8.

Папір офсетний. Друк лазерний. Ум. др. арк. 11,7. Зам. № 3123 від 18.09.2023. Тираж 300 екз. Ціна договірна.

Видавець Редакція журналу «Ортопедія, травматологія та протезування»,

вул. Пушкінська, 80, м. Харків, 61024, Україна, тел. +38 (057) 704-13-62, факс +38 (057) 700-11-27

Свідоцтво про державну реєстрацію юридичної особи А00 № 507690 від 30.07.1998

Друкар ФОП Рубан В. В., вул. Наталії Ужвій, 64, кв. 96, м. Харків, 61195, Україна, тел. +38 (067) 386-63-63

Свідоцтво суб'єкта друкарської справи АВ № 720123 від 29.11.2005.

---

Частина тиражу поширюється безкоштовно

© Журнал «Ортопедія, травматологія та протезування», 2023 р.

## Зміст

## ОРИГІНАЛЬНІ СТАТТІ

<b>Головаха М. Л., Бондаренко С. А.</b> Аналіз застосування індивідуального інструмента для ендопротезування колінного суглоба.....	5
<b>Барков О. О., Малик Р. В., Карпінська О. Д.</b> Дослідження навантаження тіла хребця L <sub>IV</sub> за динамічної симуляції рухів у поперековому відділі хребта на скелетно-м'язових моделях після виконання заднього бісегментарного спондилодезу.....	13
<b>Прозоровський Д. В., Карпінський М. Ю., Карпінська О. Д.</b> Біомеханічне обґрунтування алгоритму вибору варіанта дистальної коригувальної остеотомії II–IV плеснових кісток під час лікування метатарзалгії.....	19
<b>Пилипко В. М., Левицький А. Ф., Карпінський М. Ю., Карпінська О. Д., Яресько О. В.</b> Дослідження розподілу напружень в елементах грудинно-реберного комплексу та металевих пластинах у разі малоінвазивної корекції лійкоподібної деформації грудної клітки за Nuss.....	28
<b>Корж М. О., Макаров В. Б., Marcin Chilik, С. В. Зданевич, Смоляр М. С.</b> Порівняльний скінченно-елементний аналіз напружено-деформованого стану двох тривимірних моделей реверсивних тотальних ендопротезів.....	36
<b>Ашукіна Н. О., Гонтар Н. М., Данищук З. М., Нікольченко О. А., Калюжна Я. Д.</b> Гістологічна структура стегнових кісток щурів за умов пластики дефектів у дистальному метафізі 3D-друкованими імплантатами на основі полілактиду та трикальційфосфату в поєднанні з мезенхімальними стромальними клітинами.....	43
<b>Масленников С. О., Авраменко Ю. М., Головаха М. Л.</b> Порівняння морфологічного складу стромально-васкулярної фракції підшкірної жирової клітковини та тільця Гоффа.....	51
<b>КОРОТКІ ПОВІДОМЛЕННЯ ТА НОТАТКИ З ПРАКТИКИ</b> <b>Мателенок Є. М.</b> Лікування застарілого переломовивиху в ліктьовому суглобі (клінічний випадок).....	57
<b>НА ДОПОМОГУ ЛІКАРЕВІ-ПРАКТИКУ. ЛЕКЦІЇ</b> <b>Trampuz A., Pidgaiska O., Filippenko V., Romanenko K., Maruschack O.</b> Approaches to surgical treatment and antibacterial therapy in patients with chronic infection after war injuries.....	62

## Contents

## ORIGINAL ARTICLES

<b>Golovakha M. L., Bondarenko S. A.</b> Assessment of the use of an individual tool for knee arthroplasty.....	5
<b>Barkov O. O., Malyk R. V., Karpinska O. D.</b> Study of the L <sub>IV</sub> vertebral body load during dynamic simulation of movements in the lumbar spine using musculoskeletal models after posterior bisegmental spine fusion performance.....	13
<b>Prozorovskiy D. V., Karpinsky M. Yu., Karpinska O. D.</b> Biomechanical substantiation of the algorithm for choosing the option of distal corrective osteotomy of the II–IV metatarsal bones in the treatment of metatarsalgia.....	19
<b>Pylypko V. M., Levitskyi A. F., Karpinsky M. Yu., Karpinska O. D., Yaresko O. V.</b> Study of the distribution of stresses in the elements of the sterno-costal complex and metal plates in the case of minimally invasive correction of the funnel-shaped deformation of the chest according to Nuss.....	28
<b>Korzh M. O., Makarov V. B., Marcin Chilik, Zdaneyvych S. V., Smoliar M. S.</b> Finite element analysis of the stress-strain state of 3D computer generated imaging of reverse total shoulder endoprotheses.....	36
<b>Ashukina N. O., Gontar N. M., Danyshchuk Z. M., Nikolchenko O. A., Kaliyuzhna Ya. D.</b> Histological structure of the rat femurs after filling of defects in the distal metaphysis with 3D-printed implants based on polylactide and tricalcium phosphate in combination with mesenchymal stromal cells.....	43
<b>Maslennikov S. O., Avramenko Yu. M., Golovakha M. L.</b> Morphological comparison of the stromal-vascular fraction of the subcutaneous fat cell and infrapatellar fat pad.....	51
<b>SHORT REPORTS AND NOTES FROM PRACTICE</b> <b>Matelenok Ye. M.</b> Treatment of neglected complex dislocations in the elbow joint (clinical case).....	57
<b>IN AID OF PRACTISING DOCTOR. LECTURES</b> <b>Trampuz A., Pidgaiska O., Filippenko V., Romanenko K., Maruschack O.</b> Approaches to surgical treatment and antibacterial therapy in patients with chronic infection after war injuries.....	62

## ОГЛЯДИ ТА РЕЦЕНЗІЇ

**Хмизов С. О., Гриценко А. М.,****Кикош Г. В., Гриценко А. В.**Пологова травма, акушерський параліч  
Дюшене–Ерба. Діагностика та лікування  
(огляд літератури)..... 69**Бабуркіна О. П., Овчинніков О. М.,****Блудова М. О., Жигун А. І.**Одновиросткове ендопротезування  
колінного суглоба — за та проти  
(огляд літератури)..... 79

## ХРОНІКА

**Корж М. О., Танькут В. О.,****Дем'яненко Г. М., Голубєва І. В.,****Беренов К. В., Андросенкова В. А.**Багаторічна плідна співпраця Інституту  
ім. проф. М. І. Ситенка  
та Національної академії медичних наук  
України (до 30 річчя заснування Академії)..... 91

## DIGEST AND REVIEWS

**Khmyzov S. O., Hrytsenko A. M.,****Kykosh G. V., Hrytsenko A. V.**Birth injury, Duchenne-Erb's  
obstetric palsy. Diagnosis and treatment  
(literature review)..... 69**Baburkina O. P., Ovchinnikov O. M.,****Bludova M. O., Zhygun A. I.**Unicondylar knee arthroplasty —  
pros and cons  
(literature review)..... 79

## CHRONICLE

**Korzh M. O., Tankut V. O.,****Demianenko H. M., Golubeva I. V.,****Berenov K. V., Androsenkova V. A.**115-years Anniversary Sytenko Institute  
of Spine and Joint Pathology,  
National Ukrainian Academy  
of Medical Science..... 91



УДК 616.727.2-089.843:004.946](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872023336-42>

## Порівняльний скінченно-елементний аналіз напружено-деформованого стану двох тривимірних моделей реверсивних тотальних ендопротезів

М. О. Корж<sup>1</sup>, В. Б. Макаров<sup>2</sup>, Marcin Chilik<sup>3</sup>, С. В. Зданевич<sup>4</sup>, М. С. Смоляр<sup>5</sup>

<sup>1</sup> ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

<sup>2</sup> КНП «Міська клінічна лікарня № 16» ДМР, Дніпро. Україна

<sup>3</sup> Ontic Engineering & Manufacturing UK Ltd, Gloucester, UK

<sup>4</sup> Дніпровський аграрно-економічний університет МОН України

<sup>5</sup> ТОВ «ЕСПЕР», Київ, Україна

*Objective.* To conduct a finite element analysis of the stress-strain state (STS) of the elements of the shoulder joint after implantation reverse shoulder endoprotheses. *Material and methods.* After 3D-scanning of the composite model of the scapula and humerus, geometric models of the shoulder joint were built in the SolidWorks 2019 SP 1.0 program, followed by mathematical modeling and FEA. For the comparative analysis of the STS of the «bone – reverse endoprosthesis» system, three-dimensional models of two types of reverse shoulder endoprotheses were created, which were then transformed into a finite-element model and implanted into the developed three-dimensional mathematical model of the shoulder joint without cement. The STS calculations of the elements of endoprotheses were carried out for two positions: abduction 90° and flexion 90° with a load of 5 kg. *Results.* Compared to the healthy shoulder joint, models with reverse shoulder endoprosthesis have significantly different contact stresses and contact areas. It was established that the maximum stress in the details of the contact parts of the endoprosthesis when retracted at an angle of 90° did not exceed +1.78 MPa, when bending +5.8 MPa. The maximum stresses on the liner during shoulder abduction are +8.6 MPa, the minimum –7.38 MPa, during flexion +2.3 MPa and –2.45 MPa, respectively. It has been proven that the contact areas of the hemisphere and inserts of both reverse endoprotheses during abduction and flexion of the limb by 90° are significantly larger (573 mm<sup>2</sup> vs. 1809–2081 mm<sup>2</sup>) when compared with a healthy shoulder joint, while changes in the area between the endoprotheses are insignificant and equal to 2...3 %. *Conclusions.* Analysis of the STS load of elements of reverse shoulder endoprosthesis showed that the greatest stresses occur in the contact zones. It has been proven that the maximum stresses on the contact structures of endoprotheses are less than on the head of a healthy joint, but the contact area during implantation of a reversible endoprosthesis of the shoulder joint increases significantly (more than 3 times). *Keywords.* Shoulder joint, total shoulder replacement, finite element analysis, 3D-imaging.

*Мета.* Провести скінченно-елементний аналіз (СЕА) напружено-деформованого стану (НДС) елементів плечового суглоба та імплантатів двох типів реверсивних ендопротезів плечового суглоба. *Матеріал і методи.* Після 3D-сканування композитної моделі лопатки та протеза плечової кістки, побудовано геометричну модель плечового суглоба в програмі SolidWorks 2019 SP 1.0 із наступним математичним моделюванням й аналізом НДС. Для порівняльного аналізу НДС системи «кістка – реверсивний ендопротез» створено тривимірні моделі двох типів реверсивних тотальних ендопротезів плечової кістки, які трансформовано в скінченно-елементні моделі й імплантовано в розроблену тривимірну модель плечового суглоба без цементу. Проведено розрахунки НДС елементів ендопротезів плечового суглоба для двох положень: абдукції 90° та згинання 90° з навантаженням 5 кг. *Результати.* Порівняно зі здоровим плечовим суглобом, моделі з реверсивними тотальними ендопротезами плечового суглоба мають значно інші контактні напруження та площі контакту. Встановлено, максимальне напруження в деталях контактних частин ендопротеза за відведення під кутом 90° не перевищувало +1,78 МПа, згинання +5,8 МПа. Максимальні напруження на вкладці за абдукції плеча +8,6 МПа, мінімальні –7,38 МПа, під час згинання відповідно +2,3 МПа та –2,45 МПа. Доведено, що контактні площі гемісфери та вкладки обох реверсивних ендопротезів за абдукції та згинання кінцівки на 90° значно більше (573 мм<sup>2</sup> проти 1809–2081 мм<sup>2</sup>) порівняно зі здоровим плечовим суглобом, при цьому зміни площі між ендопротезами незначні та дорівнюють 2–3 %. *Висновки.* Аналіз НДС навантаження елементів реверсивних тотальних ендопротезів показав, що найбільші напруження виникають у їхніх контактних зонах. Доведено, що максимальні напруження на контактних структурах ендопротезів менше ніж на головці здорового суглоба, але площа контакту в разі імплантації реверсивного ендопротеза плечового суглоба значно збільшується (більше ніж у 3 рази).

**Ключові слова.** Плечовий суглоб, реверсивний ендопротез, скінченно-елементний аналіз, тривимірне моделювання

## Вступ

Метод скінченних елементів (finite element analysis — FEA), як один із інструментів дослідження в біомеханіці був уперше використаний W. Brekelmans [1]. Наразі завдяки розвитку комп'ютерних технологій та вдосконаленню математичного моделювання, FEA є загальновизнаною ефективною і неінвазивною методикою аналізу нових імплантатів на основі отримання даних щодо розподілу деформацій та напружень [2–6].

Відомо, що більшість переломів проксимального відділу плечової кістки (ППВПК) виникає у пацієнтів похилого віку з остеопорозом [7]. Фіксація імплантатів у проксимальному відділі плечової кістки на тлі остеопорозу є складним завданням для хірургів. Реверсивне тотальне ендопротезування плечового суглоба (RTSA) є однією з методик хірургічного лікування пацієнтів із фрагментарними ППВПК на фоні остеопорозу [8]. Проте для проведення FEA-дослідження необхідне коректне задання граничних умов, що непросте через складну структуру плечового суглоба, урахування всієї м'язи та зв'язки, що діють разом. Оскільки стабільність плечового суглоба забезпечується м'якими тканинами, то автори [9–10] одними з перших у 3D-моделі окрім кісток включили основні обертальні м'язи, але їх розглядали як пасивні структури. Більшість FEA-досліджень, спрощували математичну модель плечових суглобів, ігноруючи взаємодію м'язів, зв'язок, кісток та інших оточуючих структур [11–12]. На наш погляд, розглядати м'язи треба як динамічні структури, що дозволить оптимально визначитись із виникаючим переміщенням і контактними зонами штучного ендопротеза плечового суглоба.

**Мета:** розробити математичну модель плечового суглоба з урахуванням м'язів та їхнього кріплення, провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану (НДС) елементів плечового суглоба в нормі та після імплантації двох типів реверсивних ендопротезів плечового суглоба.

## Матеріал і методи

Для тривимірного моделювання плечового суглоба після 3D-сканування композитної моделі лопатки та плечової кістки шведської компанії [13], побудовано геометричні моделі у програмі SolidWorks 2019 SP 1.0 із математичним моделюванням й аналізом НДС у пакеті прикладних програм ANSYS 2022 R2 (Licences belongs to Ontic Ltd 01159718, serial N 0000-0001-5371-9527, ANSYS, Inc., Canonsburg, PA, USA) [14]. Дослідження проводилося на базі: 3D-сканування кісток і створення 3D-моделей, аналіз, узагальнення результатів та висновки ґрунтуючись на розробках ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України». Фізико-механічні властивості прошарків моделі та сама 3D-модель були взяті з робіт [15–19].

Для порівняльного аналізу НДС системи «кістка – імплантат» створені тривимірні моделі реверсивних тотальних ендопротезів плечової кістки, що потім трансформовані в скінченно-елементні моделі (СЕМ) та вбудовані в розроблену тривимірну математичну модель плечового суглоба [15] без цементу (рис. 1).

У розроблених СЕМ використаний елемент Tetra10 із десятима вузлами, кількість елементів — 530 094, кількість вузлів — 784 700, середній лінійний розмір елементів — 2 мм. Проведено розрахунки НДС елементів двох реверсивних тотальних ендопротезів плечового суглоба для двох положень: абдукція 90° та згинання 90° із навантаженням 5 кг (рис. 2, 3).

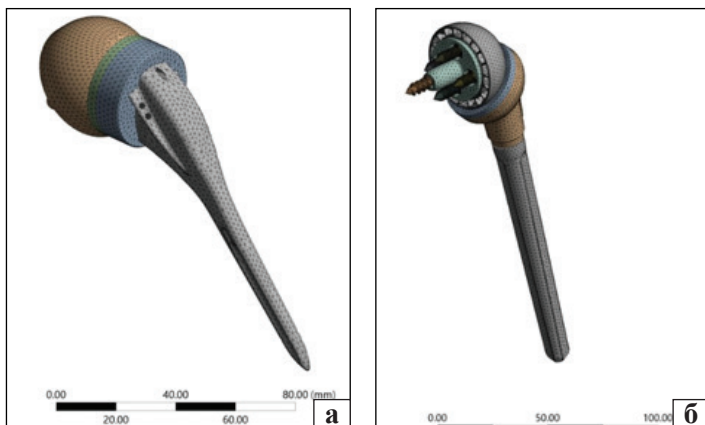
Схему прикладених пружних елементів наведено на рис. 4. Характеристики матеріалів компонентів реверсивних ендопротезів надані в табл. 1 [21–24].

Статистичний аналіз даних було здійснено безпосередньо в програмному пакеті ANSYS та за допомогою програмного пакета Mathcad (версія 15.0). Порівняння проводилося за непараметричним критерієм Вілкоксона.

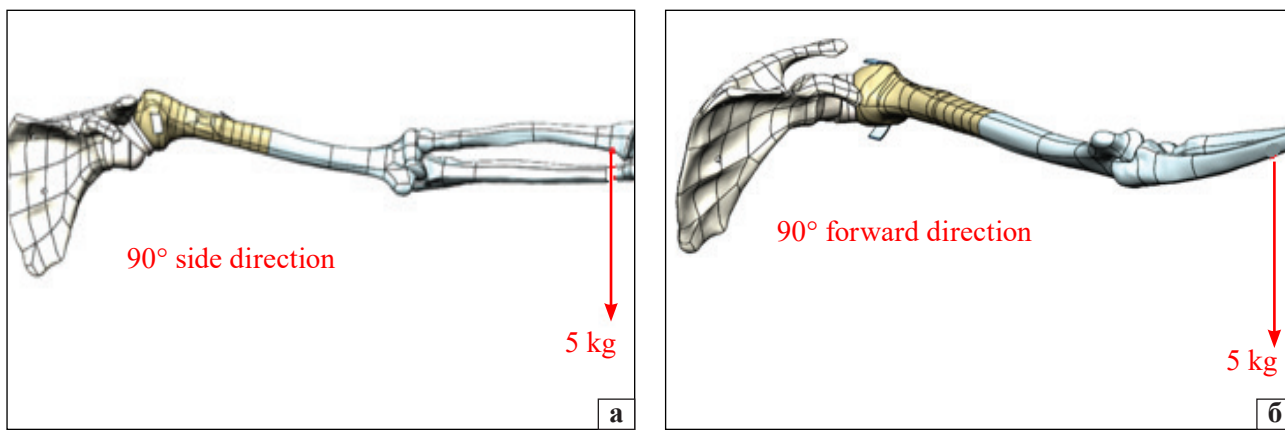
Таблиця 1

Фізико-механічні властивості матеріалів моделей реверсивних тотальних ендопротезів

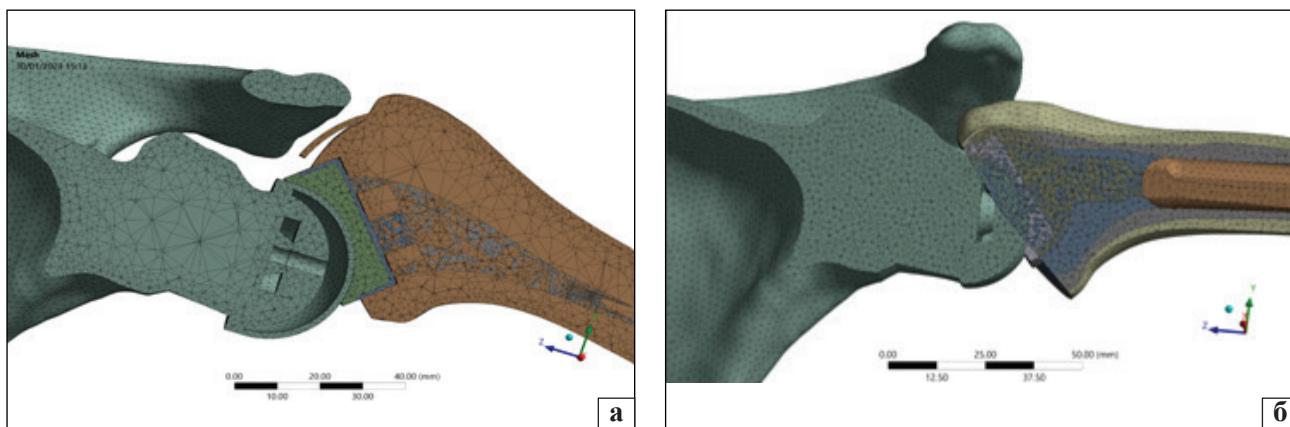
Тип тканини	Щільність, кг/м <sup>3</sup>	Модуль Юнга E, ГПа	Коефіцієнт Пуассона $\nu$	Межа міцності на розтяг, $\sigma^+$ , МПа	Межа міцності на стиск, $\sigma^-$ , МПа
Пориистий титан	4 354	0,61	0,34	170	105
UHMWPE	930	0,60	0,46	21	48
CoCr alloy	8 400	0,20	0,29	1 100	800



**Рис. 1.** Загальний вигляд СЕМ реверсивного тотального ендопротеза плечового суглоба: а) UNIC Reverse Evolutis, France [21]; б) запропонованого авторами [25]



**Рис. 2.** Плечовий суглоб: кінематична модель і схема навантаження: а) абдукції до 90°; б) згинання до 90° з навантаженням 5 кг



**Рис. 3.** Схеми СЕМ плечового суглоба з реверсивним тотальним ендопротезом плечового суглоба для розрахункового випадку абдукції (відведення) плеча на 90° з: а) UNIC Reverse Evolutis, France [21]; б) запропонованого авторами [25]

Таблиця 2

**Максимальні та мінімальні напруження в елементах ендопротезів у положенні абдукції 90° та площі контакту**

Розрахунок НДС для моделі	Максимальні напруження, МПа		Мінімальні напруження, МПа		Площа контакту, мм <sup>2</sup>
	на гемісфері за абдукції 90°	на вкладці за абдукції 90°	на гемісфері за абдукції 90°	на вкладці за абдукції 90°	
UNIC Reverse Evolutis, France	1,78	8,60	-6,75	-7,38	1 809,48
Реверсивний тотальний ендопротез авторів	1,22	0,12	-2,20	-0,12	1 948,24



## Результати та їх обговорення

За результатами розрахунків встановлено, що залежно від кута та напрямку відведення кінцівки розподіл максимальних і мінімальних головних напружень для гемісфери ендопротезів і вкладок ендопротезів має нелінійний характер. За реверсивного ендопротезування плечового суглоба виникає зміна напрямків результуючих

векторів зусиль, що виникають під час роботи м'язів, оточуючих плечовий суглоб, змінюються відстані між місцями кріплення пружних зв'язків порівняно зі здоровим плечовим суглобом, що призводить, як наслідок, до зміни кінематики плечового суглоба.

У табл. 2, 3 наведено мінімальні та максимальні напруження в елементах ендопротезів у положенні абдукції  $90^\circ$ , згинання  $90^\circ$  та площі контакту, а також здорового плеча. На рис. 5, 6 подано приклади візуалізації напружень.

Максимальне напруження в контактних частинах ендопротеза під час відведення під кутом  $90^\circ$  не перевищувало  $+1,78$  МПа, за згинання  $+5,8$  МПа. На вкладці за абдукції плеча максимальні напруження  $+8,6$  МПа, мінімальні напруження на вкладці досягають  $-7,38$  МПа, за згинання відповідно  $+2,3$  МПа та  $-2,45$  МПа (див. табл. 2).

Аналіз отриманих даних показав, що контактні площі гемісфери та вкладки обох реверсивних ендопротезів за абдукції та згинання кінцівки на  $90^\circ$  значно більше порівняно зі здоровим плечовим суглобом [15] (табл. 3), при цьому зміни площі між ендопротезами незначні та дорівнюють 2–3 %.

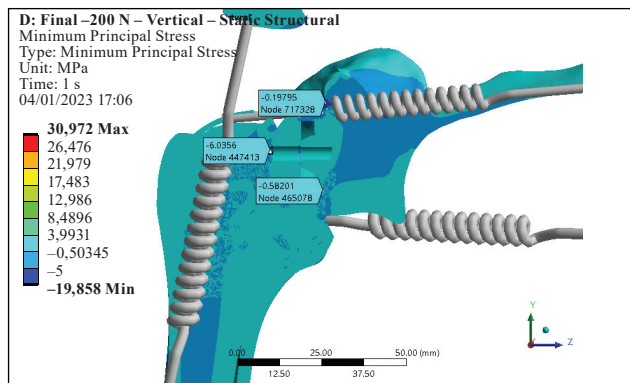


Рис. 4. Приклад розрахунку НДС моделі «кістка – реверсивний ендопротез плеча» з пружними елементами, що імітують м'язи

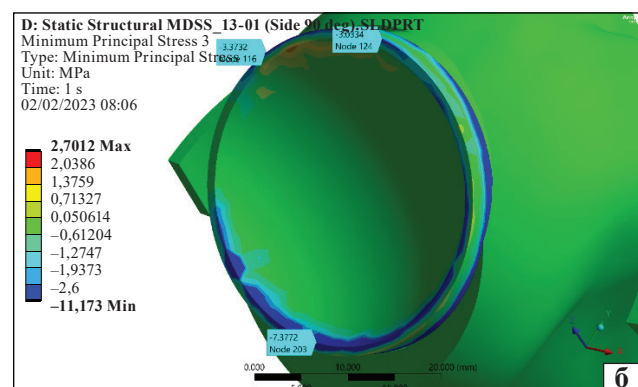
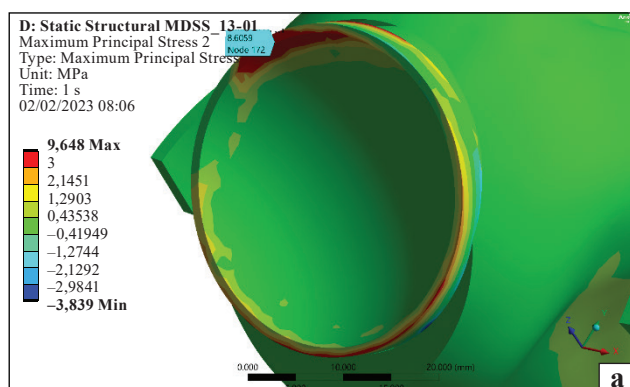


Рис. 5. НДС реверсивного тотального ендопротеза плечового суглоба UNIC Reverse Evolutis, France в положенні абдукції  $90^\circ$ : а) максимальні напруження на вкладці; б) мінімальні напруження на вкладці

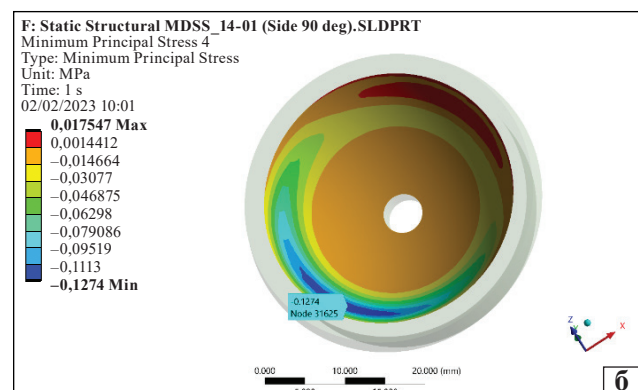
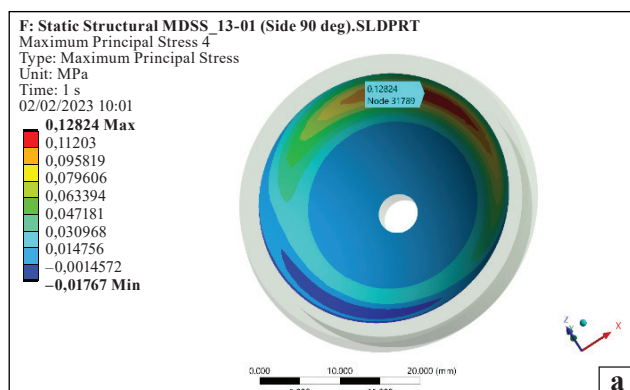


Рис. 6. НДС запропонованого авторами реверсивного тотального ендопротеза плечового суглоба в положенні абдукції  $90^\circ$ : а) максимальні напруження на вкладці; б) мінімальні напруження на вкладці

Таблиця 3

**Максимальні та мінімальні напруження в елементах ендопротезів і здорового плечового суглоба під час згинання плеча до 90° та площі контакту**

Розрахунок НДС для моделі	Максимальні напруження, МПа			Мінімальні напруження, МПа			Площа контакту, мм <sup>2</sup>
	на гемисфері за згинання плеча до 90°	на вкладці за згинання плеча до 90°	за кута відведення плеча 90°	на гемисфері за згинання плеча до 90°	на вкладці за згинання плеча до 90°	за кута відведення плеча 90°	
UNIC Reverse Evolutis, France	2,20	2,30	—	–3,60	–2,45	—	1897,93
Реверсивний тотальний ендопротез авторів	5,80	0,12	—	–2,45	–0,13	—	2081,60
Суглобовий хрящ головки плечової кістки	—	—	+13,8	—	—	–3,58	573
Суглобовий хрящ глені-дальної западини лопатки	—	—	+3,62	—	—	—	—

Ми вважаємо, по-перше, що збільшення площі контакту приводить до профілактики виходу ендопротеза за рахунок збільшення руху контактних поверхонь однієї відносно іншої (1897,93–2081,60 мм<sup>2</sup> проти 573 мм<sup>2</sup> у здоровому суглобі).

По-друге, м'язи навколо плечового суглоба в разі зміни центра обертання (у реверсивних ендопротезах виникає його медіалізація) за реверсивного тотального ендопротезування розтягуються та подовжуються, тому максимальні напруження на контактних структурах ендопротезів менше ніж на головці здорового суглоба [15] (табл. 2, 3). Таким чином, технічні особливості запропонованого авторами реверсивного тотального ендопротеза дозволяють отримати достатню площу контакту, але зі зменшенням максимальних та мінімальних напружень на контактуючих поверхнях. Збільшення площі контакту, з іншого боку, призводить до обмеження обсягу рухів порівняно зі здоровим плечовим суглобом [15, 20, 21, 26, 27].

Аналіз НДС навантаження елементів двох типів моделей реверсивного тотального ендопротеза показав, що найбільші напруження виникають у контактних зонах ендопротезів. Отримані результати чисельного моделювання НДС в елементах ендопротезів порівняно з допустимими напруженнями для матеріалів. Визначено, що залежно від напрямку руху напруження змінюється нелінійно.

Доведено, що комп'ютерне моделювання RTSA полегшує оцінювання навантаження на м'язи та суглоби, яке наразі неможливо виміряти неінвазивно *in vivo*. Моделювання та симуляція RTSA зіграли вирішальну роль у позиціонуванні імплантата й вдосконалення хірургічної техніки [28, 29]. На сьогодні більшість інструментів для моделювання та симуляції вимагають високого рівня

знань і, здебільшого, обмежені дослідницьким середовищем [30, 31].

Ми вважаємо, що коректне оцінювання аналізу напружень та деформацій, що виникають у конструктивних елементах ендопротеза плечового суглоба та оточуючих його кістках, значною мірою залежить від моделювання м'язів та потребує моделі, здатної точно та надійно прогнозувати рух м'язів в автоматизованих умовах. Чисельні дослідники підходять до цієї проблеми по-різному. Так, автори [8] побудували 3D-модель плечового суглоба та проаналізували методом FEA. Особливість їхньої моделі полягає в побудові чотирьох м'язів ротаторної манжети та трьох пучків дельтоподібного м'яза у вигляді «нитки перлів». М'язові пучки склалися з 15 жорстких сфер, з'єднаних лінійно-пружними пружинами і прикріплених до кісток. Вільні кінці м'язових пучків підтягували до місця вставлення, після чого здійснювали рухи плечем. Модель FEA показала хорошу якість відповідності із раніше опублікованими результатами для відведення, згинання та осьового обертання до та після RTSA.

Розроблені тривимірні моделі «кістка – реверсивний ендопротез» з урахуванням м'язів та їхньої взаємодії з кістками та результати, отримані після аналізу НДС, у майбутньому можуть бути використані для впровадження нових ефективніших методик лікування, включаючи нові конструкції ендопротезів плечового суглоба.

## Висновки

Аналіз напружено-деформованого стану елементів двох типів моделей реверсивного тотального ендопротеза показав, що найбільші напруження виникають у контактних зонах ендопротезів. Отримані результати чисельного моделювання напружено-деформованого стану в елементах ендопротезів значно менше з допустимими на-

пруженнями для матеріалів. Визначено, що залежно від напрямку руху напруження змінюється нелінійно.

Розроблена нами тривимірною моделлю «кістка – реверсивний ендопротез» із введенням пружних елементів, що імітують м'язи, оточуючі плечовий суглоб, надала змогу виконати стабілізацію моделі й оцінити методом скінченно-елементного аналізу розподіл напружень у конструктивних елементах ендопротезів.

Доведено, що максимальні контактні напруження в реверсивних ендопротезах порівняно зі здоровим плечовим суглобом менше, але площа контакту за імплантації реверсивного ендопротеза плечового суглоба значно збільшується (більше ніж у 3 рази).

Джерело фінансування: бюджетні (робота виконана в межах НДР ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна: «Експериментальне вивчення реакції кісткової тканини та біомеханічних властивостей системи «імплантат – кістка» в разі використання інноваційних 3D-надрукованих матеріалів із полімолочної кислоти та трабекулярного титану», номер держреєстрації 0119U102449) та власні кошти.

**Конфлікт інтересів.** Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

## Список літератури

1. Brekelmans, W. A. M., Poort, H. W., & Slooff, T. J. J. H. (1972). A New Method to Analyse the Mechanical Behaviour of Skeletal Parts. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 43 (5), 301–317. <https://doi.org/10.3109/17453677208998949>
2. Ye, Y., You, W., Zhu, W., Cui, J., Chen, K., & Wang, D. (2017). The Applications of Finite Element Analysis in Proximal Humeral Fractures. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, (2), 1–9. <https://doi.org/10.1155/2017/4879836>
3. Mousa, M. A., Abdullah, J. Y., Jamayet, N. B., El-Anwar, M. I., Ganji, K. K., Alam, M. K., & Husein, A. (2021). Biomechanics in Removable Partial Dentures: A Literature Review of FEA-Based Studies. *BioMed Research International*, 1–16. <https://doi.org/10.1155/2021/5699962>
4. Sugano, N., Hamada, H., Uemura, K., Takashima, K., & Nakahara, I. (2022). Numerical analysis evaluation of artificial joints. *Journal of Artificial Organs*, 25 (3), 185–190. <https://doi.org/10.1007/s10047-022-01345-0>
5. Sabesan, V. J., Lima, D. J. L., Yang, Y., Stankard, M. C., Drummond, M., & Liou, W. W. (2020). The role of greater tuberosity healing in reverse shoulder arthroplasty: a finite element analysis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 29 (2), 347–354. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2019.07.022>
6. Huang, Y., Ernstbrunner, L., Robinson, D. L., Lee, P. V. S., & Ackland, D. C. (2021). Complications of Reverse Total Shoulder Arthroplasty: A Computational Modelling Perspective. *Journal of Clinical Medicine*, 10 (22), 5336. <https://doi.org/10.3390/jcm10225336>
7. Mellstrand Navarro, C., Brolund, A., Ekholm, C., Heintz, E., Hoxha Ekstrom, E., Josefsson, P. O., Leander, L., Nordstrom, P., Ziden, L., & Stenstrom, K. (2018). Treatment of humerus fractures in the elderly: A systematic review covering effectiveness, safety, economic aspects and evolution of practice. *PLOS ONE*, 13 (12), e0207815. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0207815>
8. Goetti, P., Denard, P. J., Collin, P., Ibrahim, M., Mazzolari, A., & Lädermann, A. (2021). Biomechanics of anatomic and reverse shoulder arthroplasty. *EFORT Open Reviews*, 6 (10), 918–931. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.6.210014>
9. Büchler, P., & Farron, A. (2004). Benefits of an anatomical reconstruction of the humeral head during shoulder arthroplasty: a finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 19 (1), 16–23. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2003.09.009>
10. Büchler, P., Ramaniraka, N. A., Rakotomanana, L. R., Iannotti, J. P., & Farron, A. (2002). A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints. *Clinical Biomechanics*, 17 (9–10), 630–639. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(02\)00106-7](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(02)00106-7)
11. Xia, S., Zhang, Y., Wang, X., Wang, Z., Wang, W., Ma, X., & Tian, S. (2015). Computerized Virtual Surgery Planning for ORIF of Proximal Humeral Fractures. *Orthopedics*, 38 (5), e428–e433. <https://doi.org/10.3928/01477447-20150504-62>
12. Webb, J. D., Blemker, S. S., & Delp, S. L. (2012). 3D finite element models of shoulder muscles for computing lines of actions and moment arms. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17 (8), 829–837. <https://doi.org/10.1080/10255842.2012.719605>
13. Sawbones: biomechanical test materials: A Division of Pacific Research Laboratories [web source]/Sawbones Europe AB, 2018. Retrieved from: <http://www.sawbones.com>.
14. Gadala, M. (2020). Finite elements for engineers with Ansys applications. Cambridge, Cambridge University Press.
15. Korzh, M., Makarov, V., Smerdov, S., Tankut O., Pidgaiska, O., & Zdanevych, S. (2023). Analysis of the stress-strain state three-dimensional model of a healthy shoulder joint. *ORTHOPAEDICS TRAUMATOLOGY and PROSTHETICS*, (3), 27–36. <https://doi.org/10.15674/0030-59872021327-36>
16. Lazarev, I. A., Lomko, V. M., Strafun, S. S., & Skiban, M. V. (2018). Comparative analysis of stress-strain changes at the humeral head cartilage in different types of glenoidlabrum injuries. *TRAUMA*, 19 (2), 51–59. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.2.19.2018.130654>
17. Zheng, M., Zou, Z., Bartolo, P. J. D. S., Peach, C., & Ren, L. (2016). Finite element models of the human shoulder complex: a review of their clinical implications and modelling techniques. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 33 (2), e02777. <https://doi.org/10.1002/cnm.2777>
18. Gunneswara Rao, T. D. & Andal, M. (2018). Strength of Materials: Fundamentals and Applications. Gunneswara Rao. Cambridge University Press.
19. Singh, D., Rana, A., Jhahria, S. K., Garg, B., Pandey, P. M., & Kalyanasundaram, D. (2018). Experimental assessment of biomechanical properties in human male elbow bone subjected to bending and compression loads. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 17 (2), 228080001879381. <https://doi.org/10.1177/2280800018793816>
20. Haering, D., Raison, M., & Begon, M. (2014). Measurement and Description of Three-Dimensional Shoulder Range of Motion With Degrees of Freedom Interactions. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136 (8). <https://doi.org/10.1115/1.4027665>
21. Frankle, M., Marberry, S., & Pupello, D. (Eds.). (2016). Reverse Shoulder Arthroplasty: Biomechanics, Clinical Techniques, and Current Technologies. Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-20840-4>
22. Falkowska, A., Seweryn, A., & Skrodzki, M. (2020). Strength Properties of a Porous Titanium Alloy Ti6Al4V with

- Diamond Structure Obtained by Laser Power Bed Fusion (LPBF). *Materials*, 13 (22), 5138. <https://doi.org/10.3390/ma13225138>
23. Zhang, C., Zhang, L., Liu, L., Lv, L., Gao, L., Liu, N., Wang, X., & Ye, J. (2020). Mechanical behavior of a titanium alloy scaffold mimicking trabecular structure. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 15 (1). <https://doi.org/10.1186/s13018-019-1489-y>
  24. Hussain, M., Naqvi, R. A., Abbas, N., Khan, S. M., Nawaz, S., Hussain, A., Zahra, N., & Khalid, M. W. (2020). Ultra-High-Molecular-Weight-Polyethylene (UHMWPE) as a Promising Polymer Material for Biomedical Applications: A Concise Review. *Polymers*, 12 (2), 323. <https://doi.org/10.3390/polym12020323>
  25. Korzh M. O., Manukyan V. A., Kosyakov O. M., Makarov V. B., Kovalev A. M., Strelnytskyi V. E., Vasiliev V. V., Yermakov V. R., Nikitin Yu. M., Grebennikov K. O., & Chupryna D. O. Reversible total modular endoprosthesis of the shoulder joint. Patent № 147264 UA. (In Ukrainian)
  26. Collotte, P., Erickson, J., Vieira, T. D., Domos, P., & Walch, G. (2021). Clinical and radiologic outcomes of eccentric glenosphere versus concentric glenosphere in reverse shoulder arthroplasty. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 30 (8), 1899-1906. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2020.10.032>
  27. Helmkamp, J. K., Bullock, G. S., Amilo, N. R., Guerrero, E. M., Ledbetter, L. S., Sell, T. C., & Garrigues, G. E. (2018). The clinical and radiographic impact of center of rotation lateralization in reverse shoulder arthroplasty: A systematic review. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 27 (11), 2099-2107. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2018.07.007>
  28. Ingrassia, T., Nigrelli, V., Ricotta, V., Nalbone, L., D'Arienzo, A., D'Arienzo, M., & Porcellini, G. (2019). A new method to evaluate the influence of the glenosphere positioning on stability and range of motion of a reverse shoulder prosthesis. *Injury*, 50, S12-S17. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2019.01.039>
  29. Zhang, M., Junaid, S., Gregory, T., Hansen, U., & Cheng, C. (2019). Effect of baseplate positioning on fixation of reverse total shoulder arthroplasty. *Clinical Biomechanics*, 62, 15-22. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.12.021>
  30. Ackland, D. C., Robinson, D. L., Wilkosz, A., Wu, W., Richardson, M., Lee, P., & Tse, K. M. (2019). The influence of rotator cuff tears on muscle and joint contact loading after reverse total shoulder arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Research*, 37 (1), 211-219. <https://doi.org/10.1002/jor.24152>
  31. Glenday, J., Kontaxis, A., Roche, S., & Sivarasu, S. (2019). Effect of humeral tray placement on impingement-free range of motion and muscle moment arms in reverse shoulder arthroplasty. *Clinical Biomechanics*, 62, 136-143. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.02.002>

Стаття надійшла до редакції 10.08.2023

## FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THE STRESS-STRAIN STATE OF 3D COMPUTER GENERATED IMAGING OF REVERSE TOTAL SHOULDER ENDOPROSTHESES

M. O. Korzh <sup>1</sup>, V. B. Makarov <sup>2</sup>, Marcin Chilik <sup>3</sup>, S. V. Zdanevych <sup>4</sup>, M. S. Smoliar <sup>5</sup>

<sup>1</sup> Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

<sup>2</sup> Municipal non-profit enterprise «City Clinical Hospital № 16» of the Dnipro City Council. Ukraine

<sup>3</sup> Ontic Engineering & Manufacturing UK Ltd, Gloucester, UK

<sup>4</sup> Dnipro State Agrarian and Economic University. Ukraine

<sup>5</sup> Limited Liability Company «ESPER», Kyiv. Ukraine

✉ Mykola Korzh, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: mykola.korzh47@gmail.com

✉ Vasyl Makarov, MD, PhD in Orthopaedics and Traumatology: vasylnmakarov2010@gmail.com

✉ Marcin Chilik, PhD in Tech. Sci: mchilik@gmail.com

✉ Serhii Zdanevych, PhD in Tech. Sci: zdanevych.s.v@dsau.dp.ua

✉ Maksym Smoliar: maxsmoliar@gmail.com



УДК 616.727.2-089.843:004.946](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872023336-42>

## Finite element analysis of the stress-strain state of 3D computer generated imaging of reverse total shoulder endoprotheses

M. O. Korzh <sup>1</sup>, V. B. Makarov <sup>2</sup>, Marcin Chilik <sup>3</sup>, S. V. Zdanevych <sup>4</sup>, M. S. Smoliar <sup>5</sup>

<sup>1</sup> ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

<sup>2</sup> КНП «Міська клінічна лікарня № 16» ДМР, Дніпро. Україна

<sup>3</sup> Ontic Engineering & Manufacturing UK Ltd, Gloucester, UK

<sup>4</sup> Дніпровський аграрно-економічний університет МОН України

<sup>5</sup> ТОВ «ЕСПЕР», Київ, Україна

*Objective.* To conduct a finite element analysis of the stress-strain state (STS) of the elements of the shoulder joint after implantation reverse shoulder endoprotheses. *Material and methods.* After 3D-scanning of the composite model of the scapula and humerus, geometric models of the shoulder joint were built in the SolidWorks 2019 SP 1.0 program, followed by mathematical modeling and FEA. For the comparative analysis of the STS of the «bone – reverse endoprosthesis» system, three-dimensional models of two types of reverse shoulder endoprotheses were created, which were then transformed into a finite-element model and implanted into the developed three-dimensional mathematical model of the shoulder joint without cement. The STS calculations of the elements of endoprotheses were carried out for two positions: abduction 90° and flexion 90° with a load of 5 kg. *Results.* Compared to the healthy shoulder joint, models with reverse shoulder endoprosthesis have significantly different contact stresses and contact areas. It was established that the maximum stress in the details of the contact parts of the endoprosthesis when retracted at an angle of 90° did not exceed +1.78 MPa, when bending +5.8 MPa. The maximum stresses on the liner during shoulder abduction are +8.6 MPa, the minimum –7.38 MPa, during flexion +2.3 MPa and –2.45 MPa, respectively. It has been proven that the contact areas of the hemisphere and inserts of both reverse endoprotheses during abduction and flexion of the limb by 90° are significantly larger (573 mm<sup>2</sup> vs. 1809–2081 mm<sup>2</sup>) when compared with a healthy shoulder joint, while changes in the area between the endoprotheses are insignificant and equal to 2...3 %. *Conclusions.* Analysis of the STS load of elements of reverse shoulder endoprosthesis showed that the greatest stresses occur in the contact zones. It has been proven that the maximum stresses on the contact structures of endoprotheses are less than on the head of a healthy joint, but the contact area during implantation of a reversible endoprosthesis of the shoulder joint increases significantly (more than 3 times).

*Мета.* Провести скінченно-елементний аналіз (СЕА) напружено-деформованого стану (НДС) елементів плечового суглоба та імплантів двох типів реверсивних ендопротезів плечового суглоба. *Матеріал і методи.* Після 3D-сканування композитної моделі лопатки та протеза плечової кістки, побудовано геометричну модель плечового суглоба в програмі SolidWorks 2019 SP 1.0 із наступним математичним моделюванням й аналізом НДС. Для порівняльного аналізу НДС системи «кістка – реверсивний ендопротез» створено тривимірні моделі двох типів реверсивних тотальних ендопротезів плечової кістки, які трансформовано в скінченно-елементні моделі й імплантовано в розроблену тривимірну модель плечового суглоба без цементу. Проведено розрахунки НДС елементів ендопротезів плечового суглоба для двох положень: абдукції 90° та згинання 90° з навантаженням 5 кг. *Результати.* Порівняно зі здоровим плечовим суглобом, моделі з реверсивними тотальними ендопротезами плечового суглоба мають значно інші контактні напруження та площі контакту. Встановлено, максимальне напруження в деталях контактних частин ендопротеза за відведення під кутом 90° не перевищувало +1,78 МПа, згинання +5,8 МПа. Максимальні напруження на вкладці за абдукції плеча +8,6 МПа, мінімальні –7,38 МПа, під час згинання відповідно +2,3 МПа та –2,45 МПа. Доведено, що контактні площі гемісфери та вкладки обох реверсивних ендопротезів за абдукції та згинання кінцівки на 90° значно більше (573 мм<sup>2</sup> проти 1809–2081 мм<sup>2</sup>) порівняно зі здоровим плечовим суглобом, при цьому зміни площі між ендопротезами незначні та дорівнюють 2–3 %. *Висновки.* Аналіз НДС навантаження елементів реверсивних тотальних ендопротезів показав, що найбільші напруження виникають у їхніх контактних зонах. Доведено, що максимальні напруження на контактних структурах ендопротезів менше ніж на голові здорового суглоба, але площа контакту в разі імплантації реверсивного ендопротеза плечового суглоба значно збільшується (більше ніж у 3 рази). *Ключові слова.* Плечовий суглоб, реверсивний ендопротез, скінченно-елементний аналіз, тривимірне моделювання.

**Keywords.** Shoulder joint, total shoulder replacement, finite element analysis, 3D-imaging



## Introduction

Finite element analysis (FEA) as one of the research tools in biomechanics was first used by W. Brekelmans [1]. Currently, due to the development of computer technologies and the improvement of mathematical modeling, FEA is a generally recognized effective and non-invasive method of analysis of new implants based on obtaining data on the distribution of deformations and stresses [2-6].

Most fractures of the proximal part of the humerus (FPPH) are known to occur in elderly patients with osteoporosis [7]. Fixation of implants in the proximal part of the humerus against the background of osteoporosis is a difficult task for surgeons. Reversible total shoulder arthroplasty (RTSA) is one of the methods of surgical treatment of patients with fragmented FPPH against the background of osteoporosis [8]. However, FEA assessment requires correct setting of boundary conditions, which is not easy due to the complex structure of the shoulder joint, taking into account all the muscles and ligaments acting together. Since the stability of the shoulder joint is mostly provided by soft tissues, the authors [9–10] were among the first to include the main rotational muscles in the 3D model in addition to the bones, but they were considered as passive structures. Most FEA studies simplified the mathematical model of shoulder joints, ignoring the interaction of muscles, ligaments, bones and other surrounding structures [11–12]. In our opinion, muscles should be considered as dynamic structures, which will allow optimal determination of the resulting movement and contact zones of the artificial endoprosthesis of the shoulder joint.

*Purpose.* To develop a mathematical model of the shoulder joint taking into account the muscles and their attachment, to conduct a comparative analysis of the stress-strain state (SSS) of the elements of the shoulder joint in normal conditions and after implantation of two types of reversible endoprostheses of the shoulder joint.

## Material and methods

For three-dimensional modeling of the shoulder joint after 3D scanning of the composite model

of the scapula and humerus of the Swedish company [13], geometric models were built in the SolidWorks 2019 SP 1.0 environment with mathematical modeling and SSS analysis in the ANSYS 2022 R2 application software package (Licences belong to Ontic Ltd 01159718, serial N 0000-0001-5371-9527, ANSYS, Inc., Canonsburg, PA, USA) [14]. The research was conducted on the basis of: 3D scanning of bones and creation of 3D models, analysis, generalization of results and conclusions based on the developments of the State Institution Professor M. I. Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Sciences of Ukraine. Physical and mechanical properties of the layers of the model and the 3D model itself were taken from the studies [15–19].

For the comparative analysis of the SSS of the «bone – implant» system, three-dimensional models of reversible total endoprostheses of the humerus were created, which were then transformed into finite element models (FEM) and built into the developed three-dimensional mathematical model of the shoulder joint [15] without cement (Fig. 1).

The developed FEA uses a Tetra10 element with ten nodes, the number of elements is 530,094, the number of nodes is 784,700, and the average linear size of the elements is 2 mm. Calculations of SSS elements of two reversible total endoprostheses of the shoulder joint were carried out for two positions: abduction 90° and flexion 90° with a load of 5 kg (Figs. 2, 3).

The scheme of applied elastic elements is shown in Fig. 4. The characteristics of the materials of the components of reversible endoprostheses are given in Table 1 [21–24].

Statistical analysis of the data was performed directly in the ANSYS software package and with the help of the Mathcad software package (version 15.0). The comparison was made by the non-parametric Wilcoxon test.

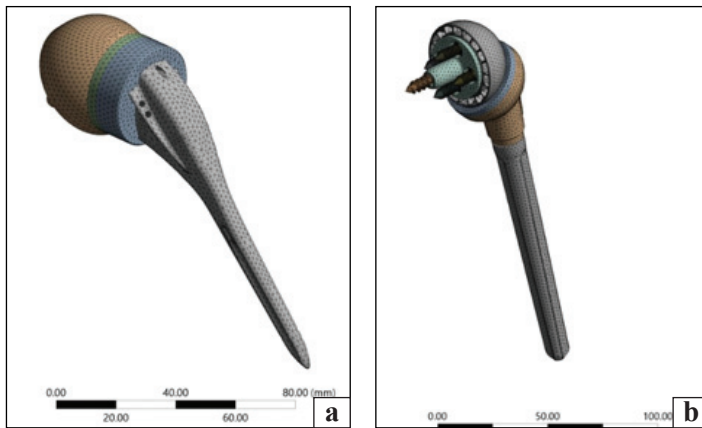
## Results and their discussion

Calculations showed that depending on the angle and direction of abduction of the limb, the distribution of maximum and minimum principal stresses for

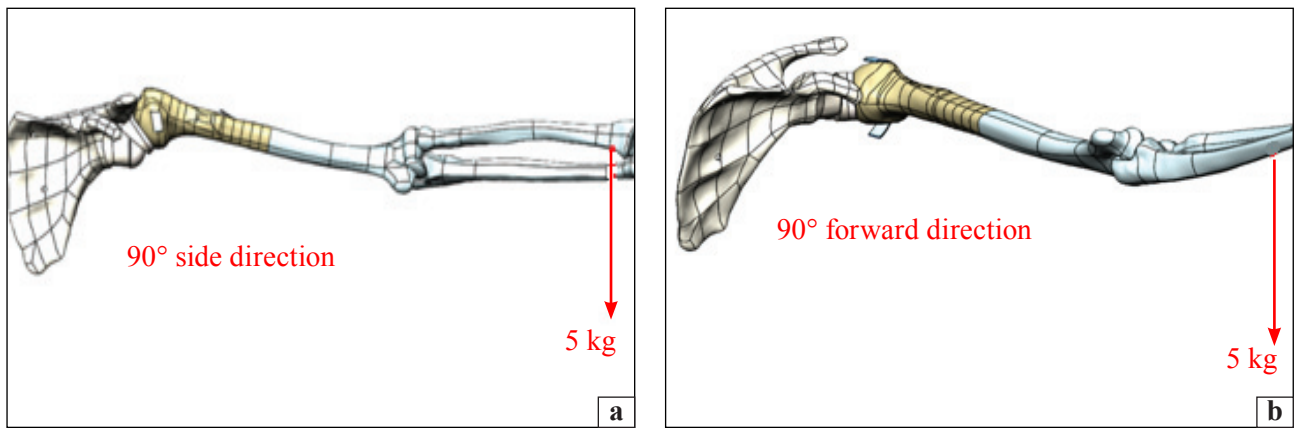
Table 1

Physico-mechanical properties of materials of reversible total endoprostheses models

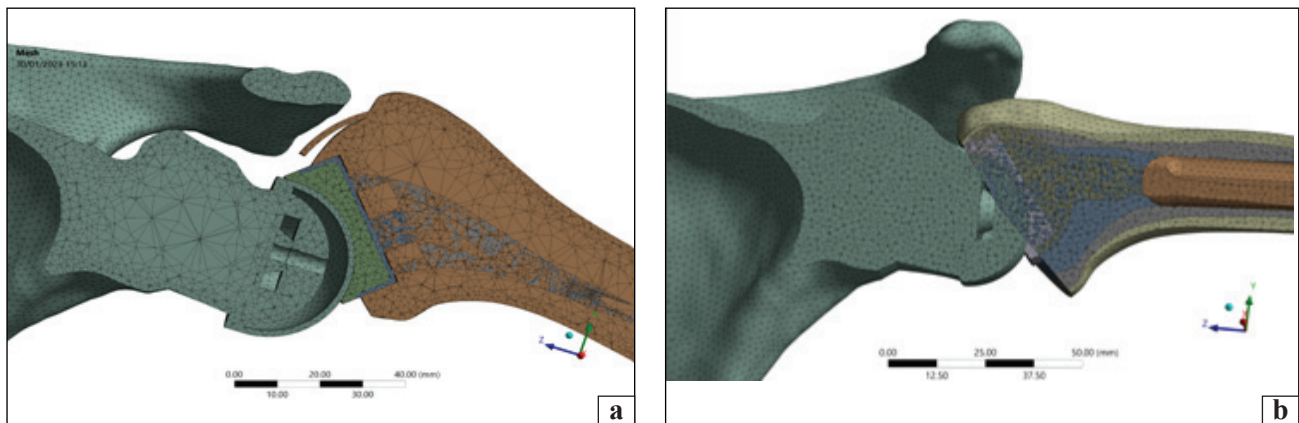
Tissue type	Density, kg/m <sup>3</sup>	Young's modulus E, GPa	Poisson's ratio $\nu$	Tensile strength limit, $\sigma_+$ , MPa	Compressive strength limit, $\sigma_-$ , MPa
Porous titanium	4 354	0,61	0,34	170	105
UHMWPE	930	0,60	0,46	21	48
CoCr alloy	8 400	0,20	0,29	1 100	800



**Fig. 1.** General FEA view of a reversible total endoprosthesis of the shoulder joint: a) UNIC Reverse Evolutis, France [21]; b) proposed by the authors [25]



**Fig. 2.** Shoulder joint: kinematic model and loading scheme: a) abduction up to 90°; b) bending up to 90° with a load of 5 kg



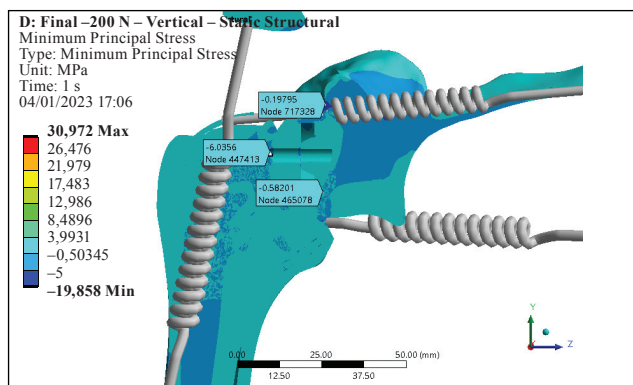
**Fig. 3.** FEA diagrams of the shoulder joint with reversible total endoprosthesis of the shoulder joint for the calculated case of shoulder abduction (abduction) by 90° from: a) UNIC Reverse Evolutis, France [21]; b) proposed by the authors [25]

*Table 2*

**Maximum and minimum stresses in elements of endoprosthesis  
in 90° abduction position and contact area**

Calculation of SSS for the model	Maximum stresses, MPa		Minimum stresses, MPa		Contact area, mm <sup>2</sup>
	for 90° abduction on the hemisphere	for 90° abduction on the tab	for 90° abduction on the hemisphere	for 90° abduction on the tab	
UNIC Reverse Evolutis, France	1.78	8.60	−6.75	−7.38	1 809.48
Reversible total endoprosthesis proposed by the authors	1.22	0.12	−2.20	−0.12	1 948.24

the hemisphere of endoprotheses and inserts of endoprotheses has a non-linear nature. Reverse endoprosthesis repair of the shoulder joint is accompanied by a change in the directions of the resulting force vectors that occur during the work of the muscles surrounding the shoulder joint, the distance between the places of attachment of elastic connections changes compared to a healthy shoulder joint, which results in a change in the kinematics of the shoulder joint.



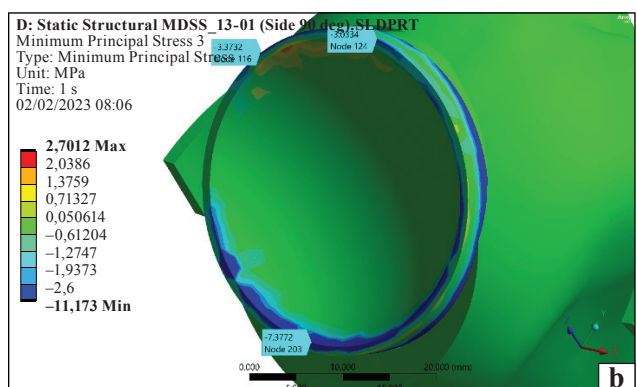
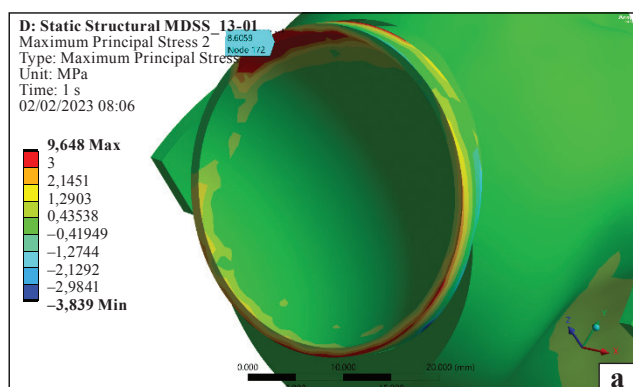
**Fig. 4.** Example of SSS calculation of the «bone – reversible shoulder endoprosthesis» model with elastic elements imitating muscles

Tables 2, 3 show the minimum and maximum stresses in the elements of endoprotheses in the position of 90° abduction, 90° flexion and the contact area, as well as a healthy shoulder. Figures 5, 6 demonstrate examples of stress visualization.

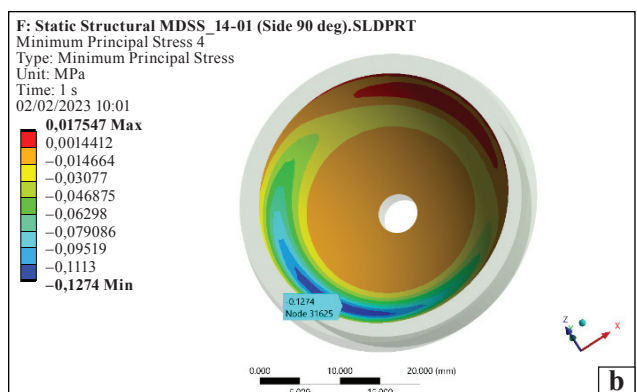
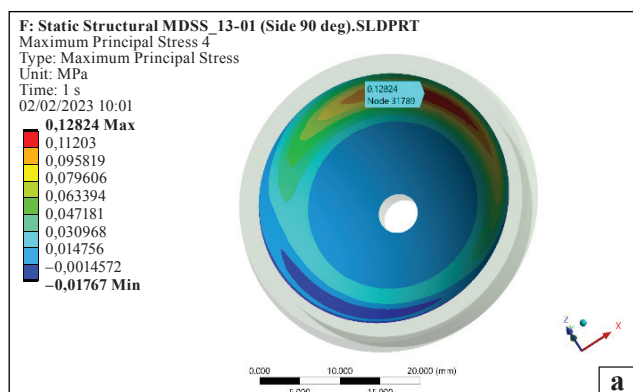
The maximum stress in the contact parts of the endoprosthesis during abduction at an angle of 90° did not exceed +1.78 MPa, during bending +5.8 MPa. The maximum stresses on the tab during shoulder abduction are +8.6 MPa, the minimum stresses on the tab reach -7.38 MPa, +2.3 MPa and -2.45 MPa during flexion, respectively (see Table 2).

Assessment of the obtained data showed that the contact areas of the hemisphere and the tabs of both reversible endoprotheses during abduction and flexion of the limb to 90° are significantly larger compared to the healthy shoulder joint [15] (Table 3), while the changes in the area between the endoprotheses are insignificant and equal to 2–3 %.

We believe, firstly, that an increase in the contact area leads to the prevention of dislocation of the endoprosthesis due to an increase in the movement of the contact surfaces one relative to the other (1897.93–2081.60 mm<sup>2</sup> vs. 573 mm<sup>2</sup> in a healthy joint).



**Fig. 5.** SSS of the reversible total endoprosthesis of the shoulder joint, UNIC Reverse Evolutis, France in the 90° abduction position: a) maximum stresses on the tab; b) minimum stresses on the tab



**Fig. 6.** SSS of the reversible total endoprosthesis of the shoulder joint proposed by the authors in the 90° abduction position: a) maximum stresses on the tab; b) minimum stresses on the tab

Table 3

**Maximum and minimum stresses in elements of endoprostheses  
and a healthy shoulder joint during flexion of the shoulder to 90° and contact area**

Calculation of SSS for the model	Maximum stresses, MPa			Minimum stresses, MPa			Contact area, mm <sup>2</sup>
	on the hemisphere for bending the shoulder up to 90°	on the tab for bending the shoulder up to 90°	at a shoulder abduction angle of 90°	on the hemisphere for bending the shoulder up to 90°	on the tab for bending the shoulder up to 90°	at a shoulder abduction angle of 90°	
UNIC Reverse Evolutis, France	2.20	2.30	—	–3.60	–2.45	—	1897.93
Reversible total endoprosthesis proposed by the authors	5.80	0.12	—	–2.45	–0.13	—	2081.60
Articular cartilage of the head of the humerus	—	—	+13.8	—	—	–3.58	573
Articular cartilage of the glenoid cavity of the scapula	—	—	+3.62	—	—	—	—

Secondly, in the case of a change in the center of rotation (its medialization occurs in reversible endoprostheses), the muscles around the shoulder joint are stretched and lengthened during reversible total endoprosthesis, so the maximum stresses on the contact structures of endoprostheses are less than on the head of a healthy joint [15] (Tables 2, 3). Thus, technical features of the reversible total endoprosthesis proposed by the authors make it possible to obtain a sufficient contact area, but with a decrease in the maximum and minimum stresses on the contacting surfaces. An increase in the contact area, on the other hand, leads to a limitation of the range of motion compared to a healthy shoulder joint [15, 20, 21, 26, 27].

Analysis of the SSS load of elements of two types of reversible total endoprosthesis models showed that the greatest stresses occur in the contact zones of the endoprostheses. The obtained results of numerical modeling of SSS in elements of endoprostheses were compared to allowable stresses for materials. It was determined that depending on the direction of movement, the tension changes non-linearly.

Computer simulation of RTSA has been shown to facilitate the assessment of muscle and joint loading that cannot currently be measured noninvasively *in vivo*. Modeling and simulation of RTSA played a crucial role in implant positioning and improvement of surgical technique [28, 29]. Today, most modeling and simulation tools require a high level of knowledge and are mostly limited to a research environment [30, 31].

We believe that the correct evaluation of the analysis of stresses and deformations occurring in the structural elements of the endoprosthesis of the shoulder joint and its surrounding bones largely depends on muscle modeling and requires a model capable of accurately and reliably predicting muscle movement

in automated conditions. Numerous researchers approach this problem in different ways. Thus, the authors [8] built a 3D model of the shoulder joint and analyzed it using the FEA method. The peculiarity of their model is the construction of four muscles of the rotator cuff and three bundles of the deltoid muscle in the form of a «string of pearls». The muscle bundles consisted of 15 rigid spheres connected by linear elastic springs and attached to the bones. The free ends of the muscle bundles were pulled to the place of insertion, after which shoulder movements were performed. The FEA model showed good qualitative agreement with previously published results for abduction, bending, and axial rotation before and after RTSA.

The developed three-dimensional models of «bone – reversible endoprosthesis» taking into account the muscles and their interaction with bones and the results obtained after the SSS analysis can be used in the future for the introduction of new and more effective treatment methods, including new designs of shoulder joint endoprostheses.

## Conclusions

Analysis of the stress-strain state of elements of two types of reversible total endoprosthesis models showed that the greatest stresses occur in the contact zones of the endoprostheses. The obtained results of the numerical simulation of the stress-strain state in elements of endoprostheses are significantly less with permissible stresses for materials. It was determined that depending on the direction of movement, the tension changes non-linearly.

The three-dimensional model «bone – reversible endoprosthesis» developed by us with the introduction of elastic elements imitating the muscles surrounding the shoulder joint made it possible to stabilize the models and evaluate the stress distribution



in the structural elements of endoprostheses using the finite element analysis method.

It has been proven that the maximum contact stresses in reversible endoprostheses are less compared to a healthy shoulder joint, but the contact area during implantation of a reversible endoprosthesis of the shoulder joint increases significantly (more than 3 times).

Source of funding: budgetary (the study was carried out within the framework of scientific research work of the State Institution Professor M. I. Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv, Ukraine: «Experimental study of the reaction of bone tissue and biomechanical properties of the «implant – bone» system in administration of innovative 3D-printed materials made of polylactic acid and trabecular titanium», state registration number 0119U102449) and own funds.

**Conflict of interest.** The authors declare no conflict of interest.

## References

1. Brekelmans, W. A. M., Poort, H. W., & Slooff, T. J. J. H. (1972). A New Method to Analyse the Mechanical Behaviour of Skeletal Parts. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 43 (5), 301–317. <https://doi.org/10.3109/17453677208998949>
2. Ye, Y., You, W., Zhu, W., Cui, J., Chen, K., & Wang, D. (2017). The Applications of Finite Element Analysis in Proximal Humeral Fractures. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, (2), 1–9. <https://doi.org/10.1155/2017/4879836>
3. Mousa, M. A., Abdullah, J. Y., Jamayet, N. B., El-Anwar, M. I., Ganji, K. K., Alam, M. K., & Husein, A. (2021). Biomechanics in Removable Partial Dentures: A Literature Review of FEA-Based Studies. *BioMed Research International*, 1–16. <https://doi.org/10.1155/2021/5699962>
4. Sugano, N., Hamada, H., Uemura, K., Takashima, K., & Nakahara, I. (2022). Numerical analysis evaluation of artificial joints. *Journal of Artificial Organs*, 25 (3), 185–190. <https://doi.org/10.1007/s10047-022-01345-0>
5. Sabesan, V. J., Lima, D. J. L., Yang, Y., Stankard, M. C., Drummond, M., & Liou, W. W. (2020). The role of greater tuberosity healing in reverse shoulder arthroplasty: a finite element analysis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 29 (2), 347–354. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2019.07.022>
6. Huang, Y., Ernstbrunner, L., Robinson, D. L., Lee, P. V. S., & Ackland, D. C. (2021). Complications of Reverse Total Shoulder Arthroplasty: A Computational Modelling Perspective. *Journal of Clinical Medicine*, 10 (22), 5336. <https://doi.org/10.3390/jcm10225336>
7. Mellstrand Navarro, C., Brolund, A., Ekholm, C., Heintz, E., Hoxha Ekstrom, E., Josefsson, P. O., Leander, L., Nordstrom, P., Ziden, L., & Stenstrom, K. (2018). Treatment of humerus fractures in the elderly: A systematic review covering effectiveness, safety, economic aspects and evolution of practice. *PLOS ONE*, 13 (12), e0207815. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0207815>
8. Goetti, P., Denard, P. J., Collin, P., Ibrahim, M., Mazzolari, A., & Lädermann, A. (2021). Biomechanics of anatomic and reverse shoulder arthroplasty. *EFORT Open Reviews*, 6 (10), 918–931. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.6.210014>
9. Büchler, P., & Farron, A. (2004). Benefits of an anatomical reconstruction of the humeral head during shoulder arthroplasty: a finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 19 (1), 16–23. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2003.09.009>
10. Büchler, P., Ramaniraka, N. A., Rakotomanana, L. R., Iannotti, J. P., & Farron, A. (2002). A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints. *Clinical Biomechanics*, 17 (9–10), 630–639. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(02\)00106-7](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(02)00106-7)
11. Xia, S., Zhang, Y., Wang, X., Wang, Z., Wang, W., Ma, X., & Tian, S. (2015). Computerized Virtual Surgery Planning for ORIF of Proximal Humeral Fractures. *Orthopedics*, 38 (5), e428–e433. <https://doi.org/10.3928/01477447-20150504-62>
12. Webb, J. D., Blemker, S. S., & Delp, S. L. (2012). 3D finite element models of shoulder muscles for computing lines of actions and moment arms. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17 (8), 829–837. <https://doi.org/10.1080/10255842.2012.719605>
13. Sawbones: biomechanical test materials: A Division of Pacific Research Laboratories [web source]/Sawbones Europe AB, 2018. Retrieved from: <http://www.sawbones.com>.
14. Gadala, M. (2020). Finite elements for engineers with Ansys applications. Cambridge, Cambridge University Press.
15. Korzh, M., Makarov, V., Smerdov, S., Tankut O., Pidgaiska, O., & Zdanevych, S. (2023). Analysis of the stress-strain state three-dimensional model of a healthy shoulder joint. *ORTHOPAEDICS TRAUMATOLOGY and PROSTHETICS*, (3), 27–36. <https://doi.org/10.15674/0030-59872021327-36>
16. Lazarev, I. A., Lomko, V. M., Strafun, S. S., & Skiban, M. V. (2018). Comparative analysis of stress-strain changes at the humeral head cartilage in different types of glenoidlabrum injuries. *TRAUMA*, 19 (2), 51–59. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.2.19.2018.130654>
17. Zheng, M., Zou, Z., Bartolo, P. J. D. S., Peach, C., & Ren, L. (2016). Finite element models of the human shoulder complex: a review of their clinical implications and modelling techniques. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 33 (2), e02777. <https://doi.org/10.1002/cnm.2777>
18. Gunneswara Rao, T. D. & Andal, M. (2018). Strength of Materials: Fundamentals and Applications. Gunneswara Rao. Cambridge University Press.
19. Singh, D., Rana, A., Jhahria, S. K., Garg, B., Pandey, P. M., & Kalyanasundaram, D. (2018). Experimental assessment of biomechanical properties in human male elbow bone subjected to bending and compression loads. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 17 (2), 228080001879381. <https://doi.org/10.1177/2280800018793816>
20. Haering, D., Raison, M., & Begon, M. (2014). Measurement and Description of Three-Dimensional Shoulder Range of Motion With Degrees of Freedom Interactions. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136 (8). <https://doi.org/10.1115/1.4027665>
21. Frankle, M., Marberry, S., & Pupello, D. (Eds.). (2016). Reverse Shoulder Arthroplasty: Biomechanics, Clinical Techniques, and Current Technologies. Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-20840-4>
22. Falkowska, A., Seweryn, A., & Skrodzki, M. (2020). Strength Properties of a Porous Titanium Alloy Ti6Al4V with Diamond Structure Obtained by Laser Power Bed Fusion (LPBF). *Materials*, 13 (22), 5138. <https://doi.org/10.3390/ma13225138>
23. Zhang, C., Zhang, L., Liu, L., Lv, L., Gao, L., Liu, N., Wang, X., & Ye, J. (2020). Mechanical behavior of a titanium alloy scaffold mimicking trabecular structure. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 15 (1). <https://doi.org/10.1186/s13018-019-1489-y>
24. Hussain, M., Naqvi, R. A., Abbas, N., Khan, S. M., Nawaz, S.,



- Hussain, A., Zahra, N., & Khalid, M. W. (2020). Ultra-High-Molecular-Weight-Polyethylene (UHMWPE) as a Promising Polymer Material for Biomedical Applications: A Concise Review. *Polymers*, 12 (2), 323. <https://doi.org/10.3390/polym12020323>
25. Korzh M. O., Manukyan V. A., Kosyakov O. M., Makarov V. B., Kovalev A. M., Strelnytskyi V. E., Vasiliev V. V., Yermakov V. R., Nikitin Yu. M., Grebennikov K. O., & Chupryna D. O. Reversible total modular endoprosthesis of the shoulder joint. Patent № 147264 UA. (In Ukrainian)
  26. Collotte, P., Erickson, J., Vieira, T. D., Domos, P., & Walch, G. (2021). Clinical and radiologic outcomes of eccentric glenosphere versus concentric glenosphere in reverse shoulder arthroplasty. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 30 (8), 1899-1906. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2020.10.032>
  27. Helmkamp, J. K., Bullock, G. S., Amilo, N. R., Guerrero, E. M., Ledbetter, L. S., Sell, T. C., & Garrigues, G. E. (2018). The clinical and radiographic impact of center of rotation lateralization in reverse shoulder arthroplasty: A systematic review. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 27 (11), 2099-2107. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2018.07.007>
  28. Ingrassia, T., Nigrelli, V., Ricotta, V., Nalbone, L., D'Arienzo, A., D'Arienzo, M., & Porcellini, G. (2019). A new method to evaluate the influence of the glenosphere positioning on stability and range of motion of a reverse shoulder prosthesis. *Injury*, 50, S12-S17. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2019.01.039>
  29. Zhang, M., Junaid, S., Gregory, T., Hansen, U., & Cheng, C. (2019). Effect of baseplate positioning on fixation of reverse total shoulder arthroplasty. *Clinical Biomechanics*, 62, 15-22. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.12.021>
  30. Ackland, D. C., Robinson, D. L., Wilkosz, A., Wu, W., Richardson, M., Lee, P., & Tse, K. M. (2019). The influence of rotator cuff tears on muscle and joint contact loading after reverse total shoulder arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Research*, 37 (1), 211-219. <https://doi.org/10.1002/jor.24152>
  31. Glenday, J., Kontaxis, A., Roche, S., & Sivarasu, S. (2019). Effect of humeral tray placement on impingement-free range of motion and muscle moment arms in reverse shoulder arthroplasty. *Clinical Biomechanics*, 62, 136-143. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.02.002>

The article has been sent to the editors 10.08.2023

## FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THE STRESS-STRAIN STATE OF 3D COMPUTER GENERATED IMAGING OF REVERSE TOTAL SHOULDER ENDOPROSTHESES

M. O. Korzh <sup>1</sup>, V. B. Makarov <sup>2</sup>, Marcin Chilik <sup>3</sup>, S. V. Zdanevych <sup>4</sup>, M. S. Smoliar <sup>5</sup>

<sup>1</sup> Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

<sup>2</sup> Municipal non-profit enterprise «City Clinical Hospital № 16» of the Dnipro City Council. Ukraine

<sup>3</sup> Ontic Engineering & Manufacturing UK Ltd, Gloucester, UK

<sup>4</sup> Dnipro State Agrarian and Economic University. Ukraine

<sup>5</sup> Limited Liability Company «ESPER», Kyiv. Ukraine

✉ Mykola Korzh, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: [mykola.korzh47@gmail.com](mailto:mykola.korzh47@gmail.com)

✉ Vasyl Makarov, MD, PhD in Orthopaedics and Traumatology: [vasylmakarov2010@gmail.com](mailto:vasylmakarov2010@gmail.com)

✉ Marcin Chilik, PhD in Tech. Sci: [mchilik@gmail.com](mailto:mchilik@gmail.com)

✉ Serhii Zdanevych, PhD in Tech. Sci: [zdanevych.s.v@dsau.dp.ua](mailto:zdanevych.s.v@dsau.dp.ua)

✉ Maksym Smoliar: [maxsmoliar@gmail.com](mailto:maxsmoliar@gmail.com)