

УДК 616.727.2:004.942-023.5](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872021327-36>

Аналіз напружено-деформованого стану тривимірної моделі здорового плечового суглоба

М. О. Корж¹, В. Б. Макаров², О. А. Смердов³,
О. В. Танькут¹, О. О. Підгайська¹, С. В. Зданевич⁴

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

² КНП «Міська клінічна лікарня 16» Дніпропетровської міської ради. Україна

³ НЗ «Московський державний технічний університет імені Н. Е. Баумана (НДУ)». Російська Федерація

⁴ Дніпровський державний аграрно-економічний університет. Україна

Objective. To work out as close as possible to normal human anatomy three-dimensional finite element model of the shoulder joint with elastic ligaments as well as with muscles and the spatial location of their attachment points, to analyze the stress-strain state of the element proximal humerus and scapula. *Methods.* A geometric model of the humerus and scapulae are constructed. The three-dimensional modeling of the shoulder joint based on the geometric models was used with software SolidWorks with mathematical modeling method finite elements and the stress-strain state analysis in the application package Ansys software. To approach the real conditions of the model we have added the elastic elements that mimic muscles. Model loaded with forces that reproduce the effort in the muscles, applied to the respective contact planes on the humerus head of the human bone. The stress-strain state of proximal elements is calculated in the humerus and scapula for the angles of the abduction — 0°, 30°, 60° and 90° in neutral rotation of the humerus. *Results.* The tensile stresses in the scapula are distributed in such a way that at an angle of 0° the limb is not raised +5.67 MPa in the area below the joint depressions. The minimum values of the compressive stress have been reached 18.5 MPa. Maximum stresses are in 1.5–2 times higher area of the articular cartilage of the humerus head compared to the cartilage of the glenoid cavity of the scapula. It is established that the dependence of the values of the area of the contact zone in the range of change limb abduction angle (0° ... 90°) can be approximated section of a cubic parabola, with changes in area insignificant and are equal to +2.26% — 7.3 % of the value in neutral position at an angle of 0°. Minor differences with the results of similar studies indicate that the validity of the developed mathematical model. *Conclusions.* The proposed model would allow performing more correct mathematical modeling and comparative analysis of the stress-strain state for various methods of surgical treatment of pathology shoulder joint, in particular arthroplasty. *Key words.* Shoulder joint, humerus, articular cartilage, contact area of the scapula, three-dimensional model, finite element method, stress-strain state.

Мета. Розробити максимально наближену до нормальної анатомії людини тривимірну скінченно-елементну модель плечового суглоба з урахуванням пружних зв'язків (м'язів) і просторового розташування точок їхнього кріплення, проаналізувати напружено-деформований стан (НДС) елементів проксимального відділу плечової кістки та лопатки. *Методи.* Побудовано геометричну модель плечової кістки та лопатки. Для тривимірного моделювання плечового суглоба на основі геометричних моделей використано програму SolidWorks із математичним моделюванням методом скінченних елементів й аналізом НДС у пакеті прикладних програм Ansys. Для наближення до реальних умов у модель додані пружні елементи, які імітують м'язи. Модель навантажували силами, які відтворюють зусилля в м'язах, прикладеними до відповідних площин контакту на головці плечової кістки. Розраховано НДС елементів проксимального відділу плечової кістки та лопатки для кутів відведення кінцівки 0°, 30°, 60° і 90° у нейтральній ротції плечової кістки. *Результати.* Напруження розтягнення в лопатці розподілені в такий спосіб, що за кута 0° відведення кінцівки не перевищували +5,67 МПа в зоні, розташованій нижче суглобової западини. Мінімальні значення напруження стискування досягли 18,5 МПа. Максимальні напруження більші в 1,5–2 рази в зоні суглобового хряща головки плечової кістки порівняно з хрящем гленоїдальної западини лопатки. Установлено, що залежність значень площі контактної зони в діапазоні зміни кута відведення кінцівки (0°... 90°) може бути апроксимована ділянкою кубічної параболи, при цьому зміни площі незначні та дорівнюють +2,26 % ...–7,3 % від значення в нейтральному положенні за кута відведення 0°. Розбіжності з результатами аналогічних досліджень указують на достовірність розробленої математичної моделі. *Висновки.* Використання запропонованої моделі дозволить коректніше проводити математичне моделювання та порівняльний аналіз НДС за різних методів хірургічного лікування патології плечового суглоба, зокрема ендопротезування.

Ключові слова. Плечовий суглоб, плечова кістка, суглобовий хрящ, контактна зона лопатки, тривимірний моделювання, метод скінченних елементів, напружено-деформований стан

Вступ

Здоровий плечовий суглоб людини є складним анатомічним утворенням, що дозволяє забезпечити одночасно максимальний обсяг рухів і стабільність положення верхньої кінцівки в тривимірній системі координат [1]. Тривимірне моделювання та метод скінченних елементів (МСЕ) у біомеханіці плечового суглоба застосовують для порівняльного оцінювання як у нормі, так і за патології, наприклад, у випадку нестабільності плечового суглоба, за розривів обертальної манжети, під час виконання різних видів остеосинтезу, а також ендопротезування [2, 3]. Головною проблемою під час розроблення тривимірної скінченно-елементної моделі плечового суглоба та вивчення його напружено-деформованого стану (НДС) є складність моделювання анізотропного неоднорідного матеріалу за умов порівняльного оцінювання з експериментальними показниками. Певними труднощами для створення моделей є різноманітність індивідуальних фізіологічних характеристик кісткової, хрящової, м'язової та сполучної тканин плечового суглоба [4]. Слід зазначити, що більшість експериментальних досліджень щодо вивчення напружень, які виникають у зоні плечового суглоба обмежені умовами *in vitro* [5, 6]. Істотне спрощення тривимірних моделей плечового суглоба [2] призводить до ускладнень під час проведення порівняльного аналізу розподілу напружень і взаємодії різних компонентів кістково-м'язових структур плечового суглоба, що, у свою чергу, не дає змогу отримати будь-які клінічно корисні висновки. Відомо, що суглобова поверхня гленоїдальної западини менша, ніж плечової кістки, але забезпечує обсяг рухів більший, ніж в інших суглобах людини, при цьому стабільність плечового суглоба досягається м'якими тканинами, що обумовлює необхідність моделювання м'язів і інших структур під час розрахунку НДС для отримання показників, наближених до експериментальних [2, 4]. Математичні моделі механіки суцільних середовищ, засновані на МСЕ, є потужним інструментом для аналітичної оцінки умов НДС моделей опорно-рухової системи [4, 5], які, зазвичай, неможливо виміряти *in vivo*. Таким чином, створення тривимірної математичної моделі плечового суглоба, максимально наближеної до нормальної анатомії людини, що складається з м'якотканинної структури, яка стабілізує плечо-

вий суглоб, є актуальним і заслуговує подальшого вивчення.

Мета дослідження: розробити максимально наближену до нормальної анатомії людини тривимірну скінченно-елементну модель плечового суглоба з урахуванням пружних зв'язків (м'язів) і просторового розташування точок їхнього кріплення, провести аналіз напружено-деформованого стану елементів проксимального відділу плечової кістки та лопатки.

Матеріал і методи

Для проведення розрахунку НДС елементів проксимального відділу плечової кістки та лопатки, а також визначення розподілу напружень використано програмне забезпечення на основі МСЕ [11, 12]. МСЕ є ефективним інструментом вирішення задач статичного навантаження різних конструкцій. Матричне рівняння, з якого можна визначити переміщення вузлів розглянутої моделі (1) [12, 13]:

$$[K]_e \{U\}_e = \{F\}_e + \{P\}_{e^g} + \{P\}_{e^q} + \{P\}_{e^{\epsilon_0}} + \{P\}_{e^{\sigma_0}} \quad (1),$$

де $[K]_e$ — матриця жорсткості елемента; $\{U\}_e$ — вектор вузлових переміщень елемента; $\{F\}_e$ — вектор вузлових сил елемента; $\{P\}_{e^g}$, $\{P\}_{e^q}$ — вектори вузлових сил, статично еквівалентні масовим і поверхневим силам; $\{P\}_{e^{\epsilon_0}}$, $\{P\}_{e^{\sigma_0}}$ — вектори вузлових сил, статично еквівалентні початковим деформаціям і напруженням.

З умов рівноваги вузлів або за допомогою варіаційних принципів, а також методів нев'язок, складається загальна система рівнянь рівноваги всієї скінченно-елементної моделі досліджуваного деформованого твердого тіла. Для задач статичної вона має вигляд (2) [11–13]:

$$[K]\{U\} = \{P\} + \{P\}^q + \{P\}^g + \{P\}^{\epsilon_0} + \{P\}^{\sigma_0} \quad (2),$$

де $[K]$ — глобальна матриця жорсткості скінченно-елементної моделі; $\{P\}$ — глобальний вектор заданих зовнішніх вузлових сил; $\{P\}^q$, $\{P\}^g$, $\{P\}^{\epsilon_0}$, $\{P\}^{\sigma_0}$ — відповідно глобальні вектори вузлових сил, еквівалентних розподіленим поверхневим і масовим силам, початковим деформаціям і напруженням.

Загальна система рівнянь, отримана МСЕ для статичної лінійно-пружної моделі тіла, математично є системою лінійних алгебраїчних рівнянь. Після аналізу накладених зв'язків, що не допускають переміщення моделі як твердого тіла,

рішенням рівняння (1) буде глобальний вектор вузлових переміщень $\{U\}$. Після його визначення розраховують вектори вузлових переміщень елементів $\{U\}_e$. Далі, шляхом інтерполяції за допомогою функції форми обчислюють переміщення будь-яких точок елементів.

Диференціюючи апроксимуючі функції переміщень усередині елементів можна визначити деформації і за законом Гука обчислити напруження (3):

$$\{\sigma\} = [D]\{\varepsilon^{el}\} \quad (3),$$

де $\{\sigma\} = \{\sigma_x \sigma_y \sigma_z \sigma_{xy} \sigma_{yz} \sigma_{xz}\}^T$ — вектор напруження;
 $\{\varepsilon^{el}\} = \{\varepsilon_x \varepsilon_y \varepsilon_z \varepsilon_{xy} \varepsilon_{yz} \varepsilon_{xz}\}^T$ — вектор деформацій.

Побудовано геометричну модель плечової кістки та лопатки. Для тривимірного моделювання

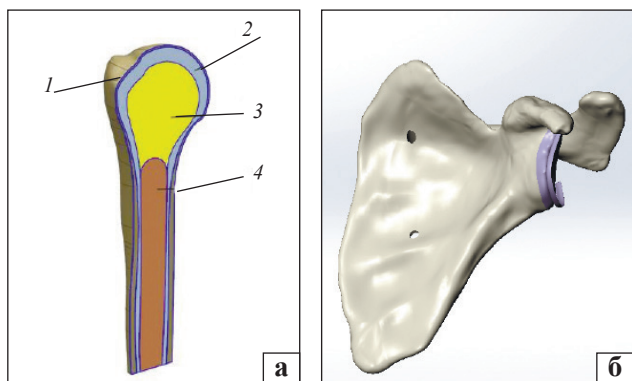


Рис. 1. Модель проксимального відділу плечової кістки (а) та лопатки (б). Кірковий (1), субхондральний (2) і губчастий (3) прошарки; кістковомозковий канал (4)

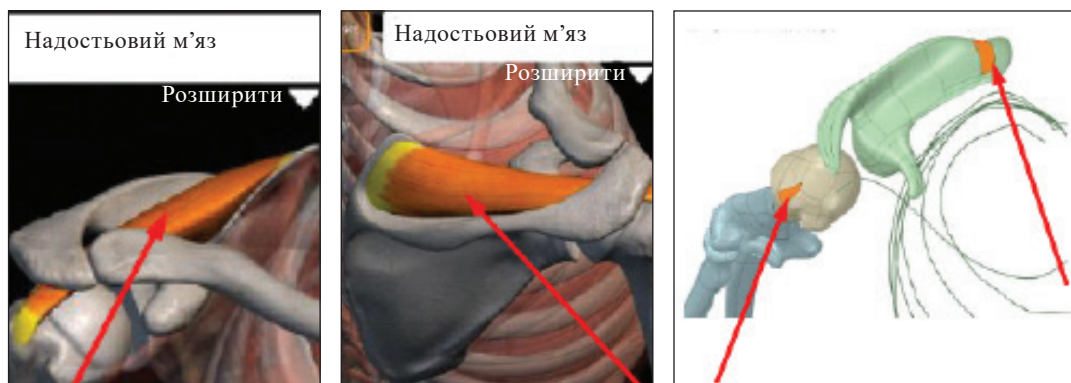


Рис. 2. Анатомічне розташування надостового м'яза та місця прикріплення на моделі плечового суглоба (вигляд зверху)

Фізико-механічні властивості кісткової та хрящової тканин у моделі

Тип тканини	Щільність, кг/м ³	Модуль Юнга, Е, ГПа	Коефіцієнт Пуассона, ν	Межа міцності на розтяг, σ^+ , МПа	Межа міцності на стиск, σ^- , МПа
Кіркова	1640	12,65	0,30	157,0	200,0
Субхондральна	900	2,20	0,30	300,0	100,0
Губчаста	200	0,47	0,48	3,9	28,6
Хрящ	1300	9,00	0,30	12,0	50,0

Таблиця 1

плечового суглоба на основі геометричних моделей використано програму SolidWorks 2019 SP 1.0 із математичним моделюванням МСЕ й аналізом НДС у пакеті прикладних програм Ansys, 2019. Застосовані програми автоматично розраховують усі етапи МСЕ.

Для наближення фізичних і міцнісних характеристик розрахункової моделі до реальної плечової кістки людини, комп'ютерну модель розділено на прошарки. Загальний вигляд моделі плечової кістки та лопатки наведено на рис. 1. У розрахункову модель плечового суглоба входять хрящові суглобові поверхні на плечовій кістці та на гленоїдальній западині лопатки.

Фізико-механічні властивості прошарків моделі (табл. 1), а також характер навантаження моделі для всіх розрахунків були прийняті постійними [3, 14–18]. Аналізували варіанти навантаження плечової кістки в положенні нейтральної ротації з кутами відведення в плечовому суглобі 0°, 30°, 60° і 90°.

До геометричних моделей плечової кістки та лопатки, згідно з нормальною анатомією людини, додані пружні елементи, які імітують м'язи: надостовий, підостовий, підлопатковий, великий і малий круглі, найширший спини, малий і великий ромбоподібні, трапецієподібний, великий і малий грудний, дельтоподібний. На рис. 2 схематично показано місця кріплення надостового м'яза як приклад моделювання.

Із метою визначення зусиль у м'язах за різних положень елементів плечового суглоба створено кінематичну модель у модулі Rigid Dynamics. Плечова кістка з'єднана з лопаткою пружними елементами, які імітують м'язи, у місцях прикріплення, як зазначено вище. Характеристики м'язів подані в табл. 2, кінематична модель і умови навантаження — на рис. 3. Навантаження на плечову кістку та лопатку відбувалось за допомогою переміщень і повертань у відповідних положеннях (рис. 4).

Розрахунок контактних напружень у плечовому суглобі для всіх розглянутих положень верхньої кінцівки, виконаний з урахуванням результатів праць [1, 3]. Під час розрахунку взято такі початкові параметри [3]: маса людини 76 кг, маса

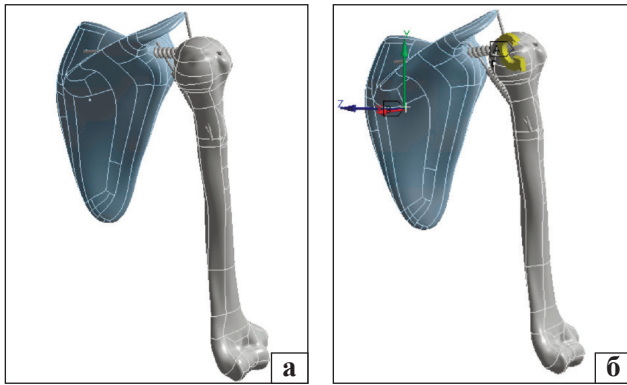


Рис. 3. Плечовий суглоб: кінематична модель (а) і схема навантаження (б)

верхньої кінцівки — 3,8 кг (5 % від маси тіла), відстань від плечового суглоба до центра мас верхньої кінцівки — 32 см; до центра мас кисті — 74 см.

У всіх розрахункових випадках вертикальна зовнішня сила прикладалася до кисті та дорівнювала 200 Н. У разі побудови нової тривимірної моделі плечового суглоба враховано найважливіші для цього навантаження м'язи: середня (СДМ), передня (ПДМ) та задня (ЗДМ) частини дельтоподібного, надостьовий (НМ), підостьовий разом із малим круглим (ПМ), підлопатковий (ПЛ).

М'язи моделювали як об'ємні й одномірні пружні елементи (пружина) уздовж основних напрямків їхньої дії (наприклад, від початкової точки на плечовій кістці до точки прикріплення на лопатці), залежно від розрахункового випадку. При цьому площу перерізу об'ємних елементів обирали, виходячи з умов забезпечення необхідної жорсткості. За основну обрано середній дельтоподібний м'яз із поздовжньою жорсткістю 52,2 Н/мм [7]. Жорсткість інших м'язів визначали пропорційно до жорсткості СДМ шляхом множення її на відповідний коефіцієнт (цю методику описано в роботі [3]).

Схеми з прикладеними силами для розрахункових випадків кутів відведення кінцівки на 30°, 60° і 90° наведено на рис. 4.

У результаті розрахунку використаної кінематичної моделі плечового суглоба отримано значення зусиль у м'язах (табл. 3) залежно від кута відведення кінцівки.

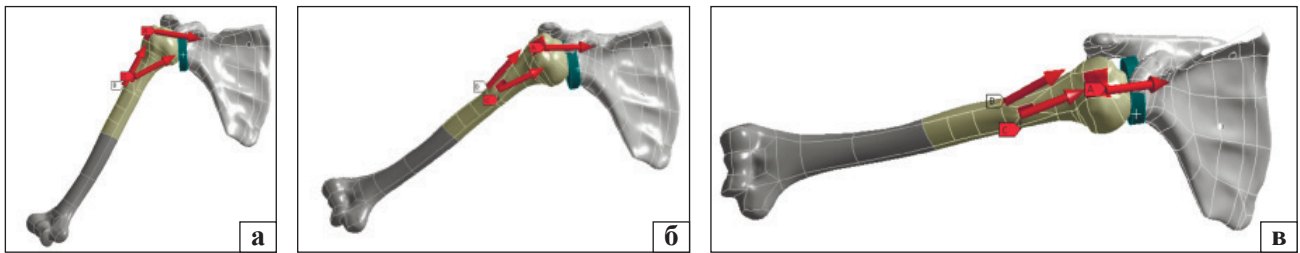


Рис. 4. Тривимірний модель плечового суглоба для розрахункових випадків кута відведення плечової кістки на: а) 30°; б) 60°; в) 90°

Характеристики використаного у тривимірній моделі плечового суглоба м'язів

Таблиця 2

Характеристика м'яза	М'яз					
	СДМ	ПДМ	ЗДМ	НМ	ПЛ	ПМ
Довжина L_i , мм	110,8	129,1	129,1	80,9	99,2	99,2
Площина перетину A_i , мм ²	10	10	10	10	10	10
Розрахунок коефіцієнта (за методикою [3]), $r_i = F_i/F_{MD}$	1,0	0,8	0,2	0,5	0,5	0,5
Жорсткість K_i , $K_i = K_{СДМ} \cdot r_i$ Н/мм	52,20	41,76	10,44	26,10	26,10	26,10
Модуль E_i , $E_i = K_i \cdot L_i / A_i$, МПа	578,5	539,4	134,8	211,3	258,9	258,9

Скінченно-елементну модель (СЕМ) плечової кістки, побудовану на основі тривимірної геометричної моделі, наведено на рис. 5. Використані об'ємні твердотілі елементи другого порядку. Побудована СЕМ містить 425 тис. елементів Tetra10 (тетраєдр із 10 вузлами) і 285 тис. вузлів. Середній лінійний розмір елементів — 2 мм. Лопатка з'єднана з ребрами та хребтом зв'язками типу «joint». Хребет жорстко закріплений у верхньому та нижньому відділах (зони С і D), а до нього — грудина (зона Е) (рис. 5). Плечова кістка контактує з лопаткою за типом «bonded», закріплена на хребті й грудині. Модель навантажували силами, що імітують зусилля в м'язах, прикладених до відповідних площин контакту на головці плечової кістки.

Під час розрахунку за основу прийнято той факт, що всі складові елементи плечового суглоба складаються з крихких матеріалів, тому, з метою аналізу їх міцності, використано першу теорію міцності [8–10]. Вона заснована на гіпотезі — небезпечного стану матеріал набуває, коли найбільше за абсолютною величиною головне напруження досягає значення, відповідного небезпечному стану в разі простого розтягування або стискання [11–14]. Головними називають нормальні напруження на площинах виділеного елемента тіла з нульовими дотичними напруженнями, виділяють три їхні значення — перші, другі та треті

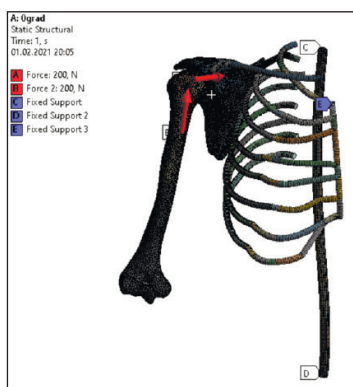


Рис. 5. Модель плечового суглоба у вигляді мережі скінченних елементів із доданими силами, що імітують зусилля в м'язах, у положенні з куту відведення в плечовому суглобі 0°

головні напруження, з яких перші за своїм показником — максимальні, а треті — мінімальні. У межах цієї теорії перші та треті головні напруження, здебільшого, порівнюються з межею міцності матеріалу під час розтягування і стискання відповідно.

Таким чином для кожного елемента розраховуються два значення запасу міцності, з яких обирається мінімальне.

Для візуалізації розподілу напружень у суглобовому хрящі головки плечової кістки, гленоїдальній западині, кірковому, субхондральному і губчастому прошарках використано дві площини перерізу проксимального відділу плечової кістки (рис. 6).

Результати та їх обговорення

Виконано розрахунки НДС елементів проксимального відділу плечової кістки та лопатки для чотирьох кутів відведення кінцівки (0°, 30°, 60° і 90°) у нейтральній ротації плечової кістки (рис. 7–14). За результатами розрахунків встановлено, що залежно від кута відведення кінцівки розподіл максимальних і мінімальних головних напружень для кіркового прошарку плечової кістки (рис. 7, а, в), у суглобовому хрящі головки плечової кістки (рис. 7, б, г) має нелінійний характер.

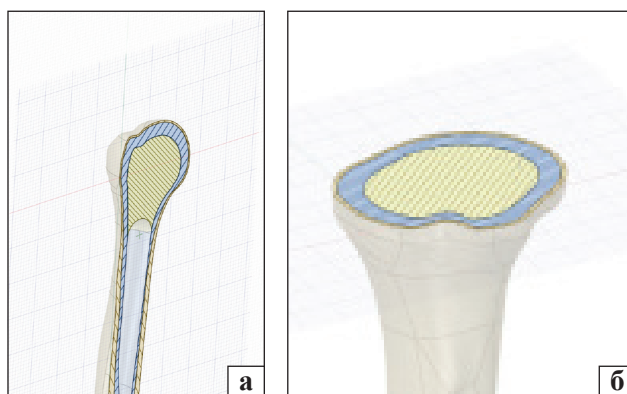


Рис. 6. Вигляд площин перерізу головки плечової кістки: а) сагітальний проходить через геометричну середину великого горбка, головку та діафіз плечової кістки; б) аксіальний — перпендикулярно до вертикальної осі діафіза плечової кістки на рівні нижньої третини головки

Таблиця 3

Зусилля в м'язах залежно від кута відведення плечової кістки під час моделювання

М'яз (позначено на рис.5)	Зусилля у м'язах (Н) залежно від кута відведення		
	30°	60°	90°
НМ (а)	102	267	364
ПДМ (б)	112	245	505
СДМ (в)	463	808	1417

Це пов'язано зі складною поверхнею контакту, зміною напрямків результуючих векторів реакцій, які імітують м'язові елементи, переміщенням точок закріплення пружних зв'язків.

Максимальні напруження в лопатці з кутом 0° відведення плечової кістки подано на рис. 8. Напруження розтягнення в лопатці розподілені в такий

Таблиця 4

Максимальні та мінімальні головні напруження в елементах суглоба в положенні з кутом 0° відведення плечової кістки

Елемент плечового суглоба	Головні напруження, МПа	
	мінімальні	максимальні
Кірковий прошарок плечової кістки	-13,70	+12,90
Кірковий прошарок лопатки	-18,50	+5,67
Суглобовий хрящ головки плечової кістки	-1,37	+1,28
Суглобовий хрящ гленоїдальної впадини лопатки	-3,58	+3,60
Губчаста кістка головки плечової кістки (сагітальний переріз)	-0,24	+8,86
Субхондральна кістка головки плечової кістки (аксіальний переріз)	-3,24	+6,78

спосіб, що в положенні з кутом 0° відведення кінцівки не перевищувало +5,67 МПа в зоні, розташованій нижче суглобової западини. Мінімальні значення напруження стискання досягають 18,5 МПа.

У табл. 4, 5 наведено мінімальні та максимальні головні напруження в плечовому суглобі, отримані після моделювання НДС за допомогою програми Ansys. Величини напружень виявилися набагато меншими за граничні значення напружень для матеріалів елементів плечового суглоба (табл. 1).

Відомі дослідження НДС плечового суглоба з різними ушкодженнями суглобової губи, де встановлено збільшення напружень у головці плечової кістки в 1,22 ... 2,65 рази [2–4].

Установлено, що максимальні напруження більші в 1,5–2 рази в зоні суглобового хряща головки плечової кістки порівняно з хрящем гленоїдальної западини лопатки (табл. 5). Аналіз отриманих даних показав, що залежність значень площі контактної ділянки (табл. 6) в діапазоні зміни кута відведення кінцівки (0° ... 90°) може бути апроксимована ділянкою кубічної параболі, при цьому зміни площі незначні та дорівнюють +2,26 % ... -7,3 % від значення в нейтральному положенні за кута відведення 0° .

Таблиця 5

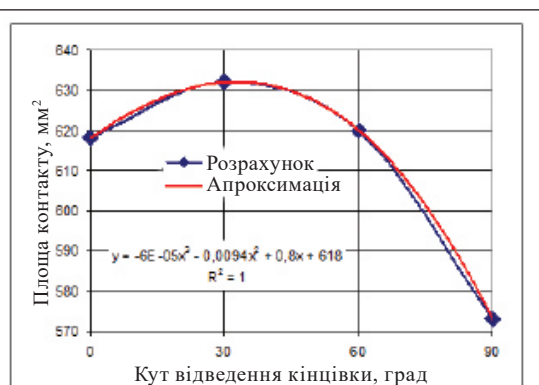
Максимальні та мінімальні головні напруження в суглобовому хрящі та контактній зоні лопатки в положеннях із кутом відведення 30° , 60° та 90°

Елемент плечового суглоба	Кут відведення плечової кістки, град	Головні напруження, МПа	
		мінімальні	максимальні
Суглобовий хрящ головки плечової кістки	30°	-13,70	+2,40
	60°	-18,50	+10,40
	90°	-3,58	+13,80
Суглобовий хрящ гленоїдальної впадини лопатки	30°	—	+1,66
	60°	—	+4,08
	90°	—	+3,62

Таблиця 6

Значення площі контактної зони за різних кутів відведення кінцівки

Кут відведення кінцівки, град	Площа контакту, мм ²
0°	618
30°	632
60°	620
90°	573



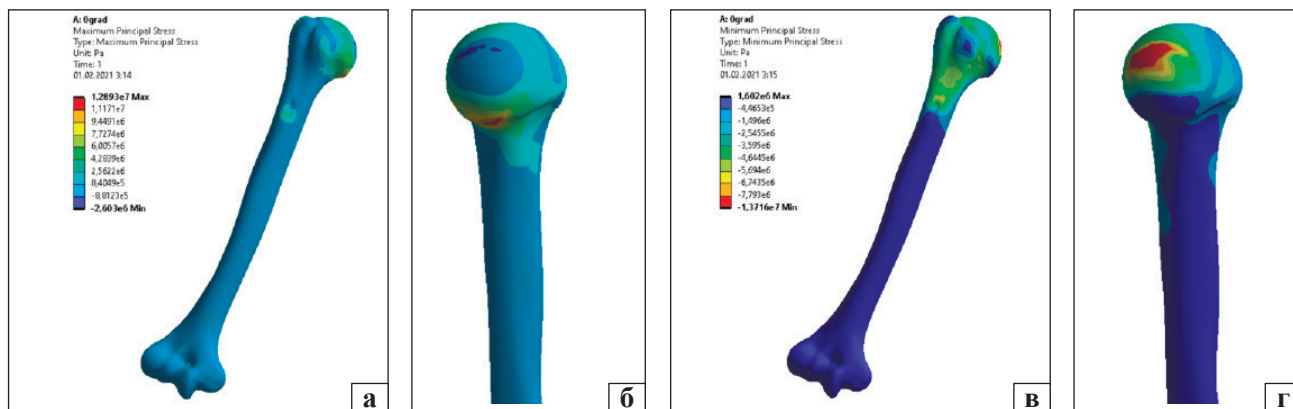


Рис. 7. Максимальні (а, б) та мінімальні (в, г) головні напруження (Па) в положенні з кутом 0° відведення плечової кістки в кірковому прошарку (а, в) та суглобовому хрящі головки плечової кістки (б, в)

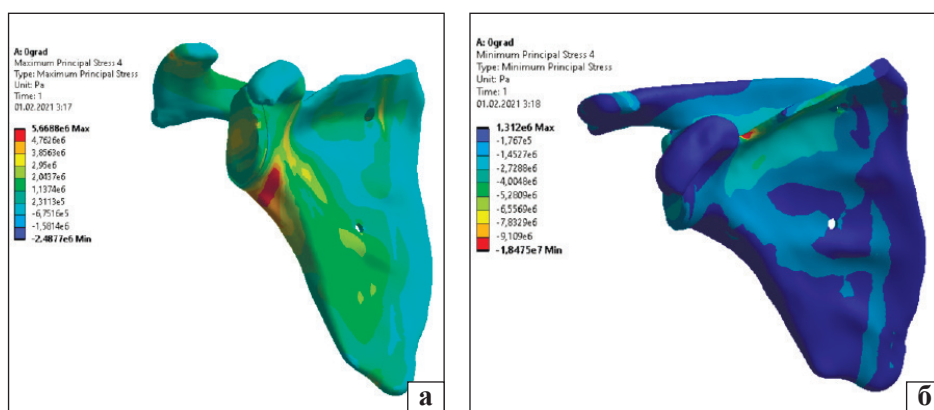


Рис. 8. Максимальні (а) та мінімальні (б) головні напруження (Па) у лопатці в положенні з кутом 0° відведення кінцівки

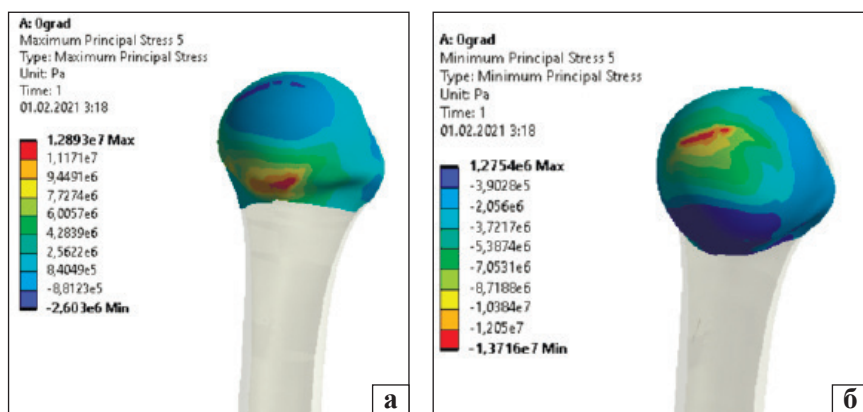


Рис. 9. Максимальні (а) та мінімальні (б) головні контактні напруження (Па) у суглобовому хрящі головки плечової кістки в положенні з кутом 0° відведення кінцівки

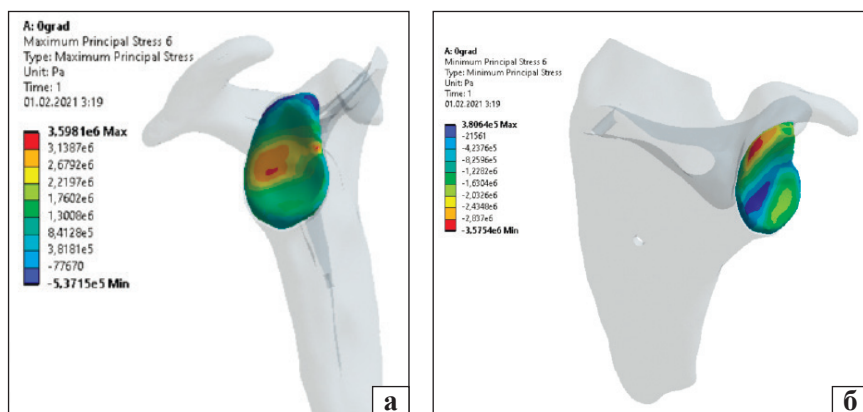


Рис. 10. Максимальні (а) та мінімальні (б) головні напруження (Па) у лопатці в контактній зоні в положенні з кутом 0° відведення кінцівки

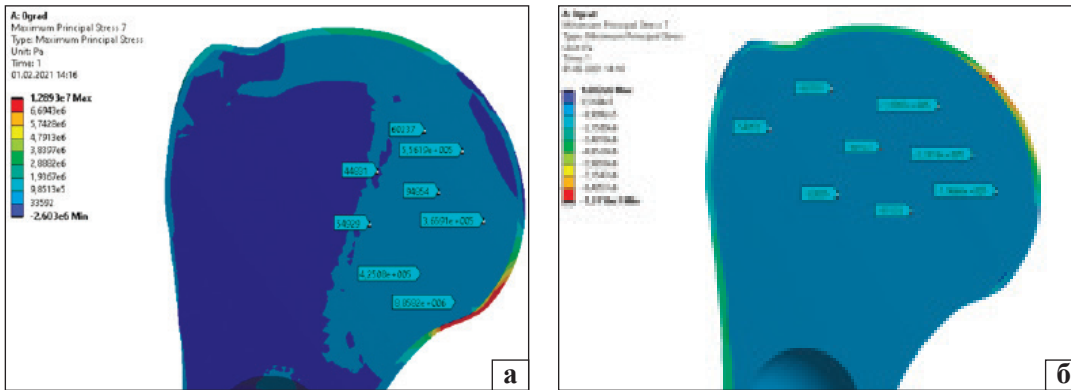


Рис. 11. Максимальні (а) та мінімальні (б) головні напруження (Па) в сагітальному перерізі в положенні з кутом відведення кінцівки

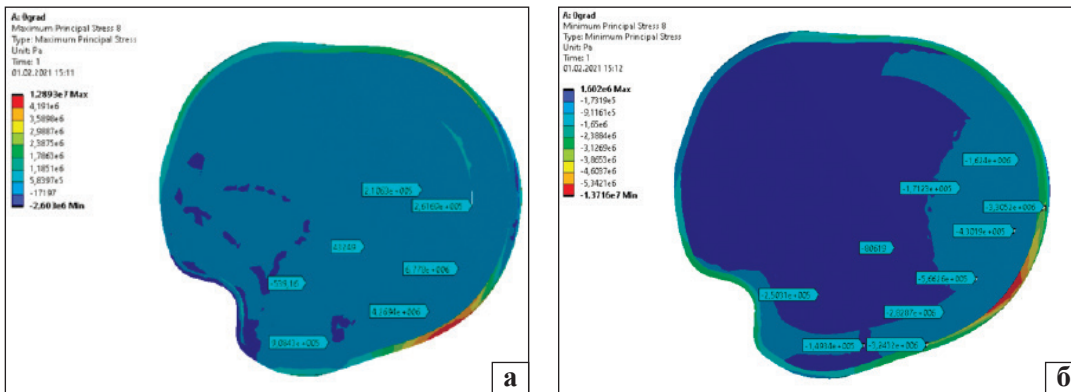


Рис. 12. Максимальні (а) та мінімальні (б) головні напруження (Па) в аксіальному перерізі в положенні з кутом відведення кінцівки

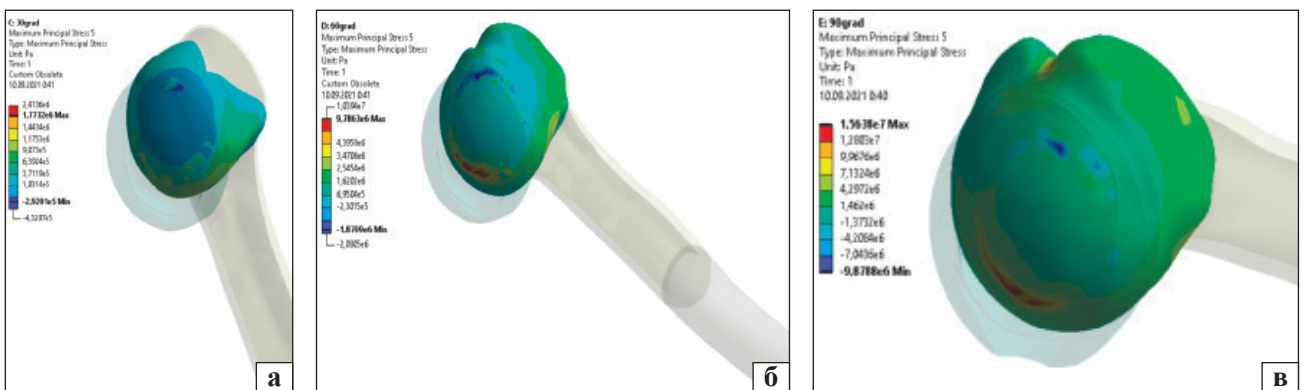


Рис. 13. Максимальні головні напруження (Па) у суглобовому хрящі головки плечової кістки в контактній зоні з кутом відведення: а) 30°; б) 60°; в) 90°

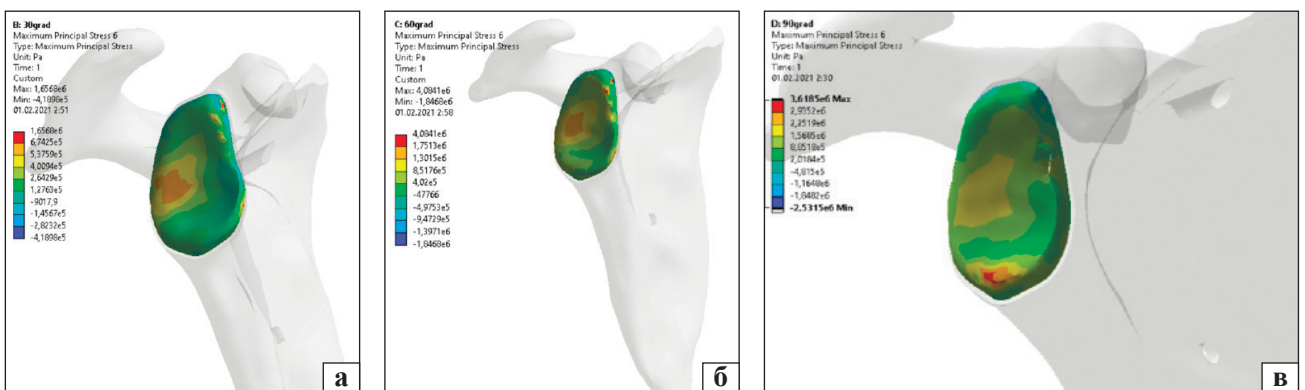


Рис. 14. Максимальні головні напруження в лопатці в контактній зоні, у положенні з кутом відведення плечової кістки: а) 30°; б) 60°; в) 90°

Використання МСЕ для вивчення плечового суглоба є інструментом, який дозволяє поліпшити розуміння біомеханіки в нормі та за патології (різні види нестабільності, дефіцит ротаційної манжети плеча, остеоартрит). Нині запропоновано багато моделей плечового суглоба і тривають дискусії щодо їхніх особливостей, переваг і недоліків [2–4].

Останнім часом у дослідженнях за допомогою МСЕ плечового суглоба виникла тенденція до побудови моделей з урахуванням даних про м'язову силу і/або рух кісток на основі динамічних вимірювань і складного моделювання одночасно декількох тіл із різними властивостями. Незважаючи на складність моделювання декількох тіл, ця інтеграція забезпечує точніші граничні умови та навантаження. Розроблена авторами повніша тривимірна модель з урахуванням м'язів та їхньої взаємодії з кістками плечового пояса дуже важлива та необхідна для кращого розуміння біомеханіки плечового суглоба та виконання в подальшому порівняльного аналізу напружень, які виникають у кістці та контактних поверхнях за умов використання різних імплантатів, що дозволить обґрунтувати їхні переваги. Уперше застосоване авторами динамічне моделювання МСЕ на основі фізіологічно реалістичних граничних умов і умов навантаження дало змогу якісніше провести стабілізацію моделі й оцінити деформації та розподіл напружень у м'яких і твердих тканинах. Таким чином, розроблена тривимірна модель плечової кістки та результати, отримані після аналізу НДС, у майбутньому можуть бути використані для розроблення ефективніших хірургічних втручань і методів лікування, включаючи ендопротезування плечової кістки.

Висновки

Розроблена тривимірна модель плечового суглоба, яка відрізняється введенням у неї пружних зв'язків (м'язів) і просторового розташування точок їхнього прикріплення, дала змогу коректніше виконати стабілізацію моделі й оцінити деформації та розподіл напружень у м'яких і твердих тканинах.

Аналіз НДС за моделювання навантаження плечового суглоба з різними кутами відведення кінцівки показав, що найбільші напруження виникають у контактних зонах на плечовій кістці, а також у верхній і середній частинах головки залежно від прикладених зовнішніх впливів.

Отримані результати чисельного моделювання НДС в елементах плечового суглоба порівня-

ні з допустимими напруженнями для матеріалів. Визначено, що в разі ушкодження губи контактні напруження наближаються до гранично допустимих. Незначні розбіжності з результатами аналогічних досліджень вказують на достовірність запропонованої математичної моделі.

За допомогою розробленої імітаційної комп'ютерної 3D-моделі плечового суглоба в подальшому можна буде виконувати порівняльний аналіз напружень, які виникають у кістці та контактних поверхнях за умов використання різних імплантатів.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Haering D. Measurement and description of three-dimensional shoulder range of motion with degrees of freedom interactions / D. Haering, M. Raison, M. Begon // *Journal of Biomechanical Engineering*. — 2014. — Vol. 136 (8). — Article ID: 084502. — DOI: 10.1115/1.4027665.
2. Порівняльний аналіз змін напружено-деформованого стану на хрящі головки плечової кістки в умовах різних типів пошкодження суглобової губи лопатки / І. А. Лазарев, В. М. Ломко, С. С. Страфун, М. В. Скибан // *Травма*. — 2018. — Т. 19, № 2. — С. 51–59. — DOI: 10.22141/1608-1706.2.19.2018.130654.
3. Finite element models of the human shoulder complex: a review of their clinical implications and modelling techniques / M. Zheng, Z. Zou, P. J. Bartolo [et al.] // *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*. — 2017. — Vol. 33 (2). — Article ID: e02777. — DOI: 10.1002/cnm.2777.
4. Лазарев І. А. Скінченно-елементне моделювання в біомеханічних дослідженнях в ортопедії та травматології / І. А. Лазарев, А. В. Копчак, М. В. Скибан // *Вісник ортопедії, травматології та протезування*. — 2019. — № 1. — С. 92–101.
5. Experimental investigation of reaction forces at the glenohumeral joint during active abduction / M. Apreleva, I. M. Parsons, J. J. P. Warner [et al.] // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2000. — Vol. 9 (5). — P. 409–417. — DOI: 10.1067/mse.2000.106321.
6. The effect of rotator cuff tears on reaction forces at the glenohumeral joint / I. M. Parsons, M. Apreleva, F. H. Fu, S. L. Y. Woo // *Journal of Orthopaedic Research*. — 2002. — Vol. 20 (3). — P. 439–446. — DOI: 10.1016/S0736-0266(01)00137-1.
7. Haering D. Measurement and description of three-dimensional shoulder range of motion with degrees of freedom interactions / D. Haering, M. Raison, M. Begon // *Journal of Biomechanical Engineering*. — 2014. — Vol. 136 (8). — Article ID: 084502. — DOI: 10.1115/1.4027665.
8. Development of a comprehensive musculoskeletal model of the shoulder and elbow / A. A. Nikooyan, H. E. J. Veeger, E. K. J. Chadwick [et al.] // *Medical and Biological Engineering and Computing*. — 2011. — Vol. 49 (12). — P. 1425–1435. — DOI: 10.1007/s11517-011-0839-7.
9. Reilly D. T. The elastic modulus for bone / D. T. Reilly, A. H. Burstein, B. H. Frankel // *Journal of Biomechanics*. — 1974. — Vol. 7 (3). — P. 271–275. — DOI: 10.1016/0021-9290(74)90018-9.
10. Rice J. C. On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density / J. C. Rice, S. C. Cowin, J. A. Bowman // *Journal of Biomechanics*. — 1988. — Vol. 21 (2). — P. 155–168. — DOI: 10.1016/0021-9290(88)90008-5.

11. A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints / P. Büchler, N. Ramaniraka, L. Rakotomanana [et al.] // *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon). — 2002. — Vol. 17 (9–10). — P. 630–639. — DOI: 10.1016/S0268-0033(02)00106-7.
12. Галлагер Р. Метод конечных элементов. Основы / Р. Галлагер; пер. с англ. — М.: Мир, 1984. — 428 с.
13. Зенкевич О. К. Метод конечных элементов: от интуиции к общности / О. К. Зенкевич // Сб. переводов «Механика». — 1970. — № 6. — С. 90–103.
14. Gadala M. Finite elements for engineers with Ansys applications / M. Gadala. — Cambridge: Cambridge University Press, 2020. — 626 p.
15. Gunneswara Rao T. D. Strength of Materials: Fundamentals and Applications / T. D. Gunneswara Rao, Mudimby Andal. — Cambridge University Press, 2018. — 672 p.
16. Experimental assessment of biomechanical properties in human male elbow bone subjected to bending and compression loads / D. Singh, A. Rana, S. K. Jhahria [et al.] // *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*. — 2019. — Vol. 17 (2). — Article ID: 2280800018793816. — DOI: 10.1177/2280800018793816.
17. Volkov A. A. Absorptiometric analysis of some quantitative and qualitative indicators of bone tissue status assessed by a quantitative computed tomography in women of different ages / A. A. Volkov, N. N. Beloselsky, Yu. N. Pribytkov // *Osteoporosis and Bone Diseases*. — 2015. — Vol. 18 (2). — P. 3–5. — DOI: 10.14341/osteo201523-5. (In Russian)
18. Rubin C. 2006 Biomechanics and Mechanobiology of Bone / C. Rubin, J. Rubin // *Primer on Metabolic Bone Diseases and Disorders of Mineral Metabolism* / M. J. Favus (Ed.) — 6th ed. — 2006. — Ch. 6. — P. 36–42.

Стаття надійшла до редакції: 13.08.2021

ANALYSIS OF THE STRESS-STRAIN STATE THREE-DIMENSIONAL MODEL OF A HEALTHY SHOULDER JOINT

M. O. Korzh ¹, V. B. Makarov ², O. A. Smerdov ³, O. V. Tankut ¹, O. O. Pidgaiska ¹, S. V. Zdanevych ⁴

¹ Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

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

³ Bauman University, Moscow. Russian Federation

⁴ Dnipro State Agrarian and Economic University. Ukraine

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

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

✉ Oleksiy Smerdov, PhD in Tech. Sci.: alexsmerdov@bmstu.ru

✉ Oleksiy Tankut, MD, PhD in Traumatology and Orthopaedics: tankutmed@gmail.com

✉ Olga Pidgaiska, MD, PhD in Traumatology and Orthopaedics: podgayo@yahoo.com

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