

УДК 616.727.2-008.63-089.843:616-089.2[Латарже]:004.942](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872021318-26>

Математичне моделювання варіантів фіксації трансплантата до передньої поверхні гленоїда в разі виконання операції Латарже

М. Л. Головаха¹, Б. А. Кузнєцов¹, М. Ю. Карпінський², О. В. Ярьсько²

¹ Запорізький державний медичний університет, Україна

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

Latarjet procedure is a common standard in the treatment of anterior and anterior-inferior shoulder instability with a significant glenoid defect. However, like any other surgical technique, it has a list of certain intra- and postoperative complications, including mistakes in the positioning of the bone block. A necessary guarantee of prevention and reduction of the frequency of possible complications associated with graft positioning is a well-performed preoperative planning with an understanding of the biomechanical functioning of the shoulder joint with the translated bone block. Objective. According to the mathematical modelling we studied the changes that occur in the stress-strain state of the shoulder joint model depending on the options for graft fixation and may occur during the Latarjet procedure. Methods. To solve this problem, a finite element model of the shoulder was created. The simulations were performed using the SolidWorks computer-aided design system. The following situations were simulated: variants of fixing screws relative to the plane of the articular surface of the glenoid (parallel to the plane, at an angle of 10° and 20°) and variants of graft fixation height at the anterior edge of the glenoid (at the lower edge of the glenoid, 10 mm and 20 mm upper edge). Calculations of the stress-strain state of the models were performed with the CosmosM software package. Results and conclusions. The presence of a bone graft fixed with metal screws at the area of the defect at the anterior edge of the glenoid, leads to an increase in stress levels in the bone elements of the model. Changes in the stress-strain state of the shoulder model also occur, depending on the angle of the screws that secure the graft. The highest stress level was determined when providing the fixing screws at an angle of 10°, the lowest — when providing the screws parallel to the articular surface of the glenoid. The stresses on the locking screws increased slightly with increasing angle of the screws. When studying the height of graft fixation, the most favorable option, in terms of stress distribution on the articular surface of the glenoid and fixing screws, is its location in the lower part of the anterior edge of the glenoid. Key words. Shoulder joint instability, Latarjet procedure, finite element model of shoulder joint, biomechanical modeling.

Операція за Латарже є загальноприйнятою для лікування передньої та передньонижньої нестабільності плечового суглоба зі значним дефектом гленоїда. Проте вона має певні інтра- та післяопераційні ускладнення, пов'язані в тому числі з помилками розміщення кісткового блока. Ретельне передопераційне планування з розумінням біомеханічного функціонування плечового суглоба з перенесеним кістковим блоком є запорукою запобігання та зменшення частоти можливих ускладнень. Мета. На математичній моделі вивчити зміни напружено-деформованого стану (НДС) моделі плечового суглоба залежно від варіантів фіксації трансплантата та під час виконання операції Латарже. Методи. Розроблено скінченно-елементну модель плеча за допомогою системи автоматизованого проєктування SolidWorks. Відтворено варіанти проведення фіксувальних гвинтів відносно площини суглобової поверхні гленоїда (паралельно площині, під кутом 10° та 20°) та висоти фіксації трансплантата на передньому краю гленоїда (на рівні нижнього краю гленоїда, на 10 і 20 мм вище нього). Вивчено НДС моделей за допомогою програмного комплексу CosmosM. Результати. Найбільший рівень напружень визначено за проведення гвинтів під кутом 10°, найнижчий — паралельно суглобовій поверхні гленоїда. Максимальне зниження висоти фіксації трансплантата привело до наближення величин напружень у контрольних точках на суглобовій поверхні гленоїда до показників моделі в нормі. Висновки. Наявність кісткового трансплантата, фіксованого металевими гвинтами в зоні дефекту на передньому краю гленоїда, призводить до підвищення рівня напружень у кісткових елементах моделі. Зміни в НДС моделі плеча відбуваються залежно від кута проведення гвинтів, які фіксують трансплантат. Напруження на фіксувальних гвинтах незначно підвищувалися зі збільшенням кута їхнього проведення. Найбільш сприятливим з огляду на розподіл напружень на суглобовій поверхні гленоїда та фіксувальних гвинтах виявилося розташування трансплантата в нижній частині переднього краю гленоїда.

Ключові слова. Нестабільність плечового суглоба, операція Латарже, скінченно-елементна модель, біомеханічне моделювання

Вступ

Операція за Латарже є загальноприйнятим стандартом лікування передньої та передньо-нижньої нестабільності плечового суглоба зі значним дефектом гленоїда. Ймовірний механізм стабілізації в плечовому суглобі за умов такого хірургічного лікування містить три складових [1]: динамічний слінг-ефект трансльованих через split підлопаткового м'язу та капсулу суглоба сухожилків короткої головки двоголового та дзьобоподібно-плечового м'язів, кісткового ефекту збільшення поверхні гленоїда та «ефекту Банкарта» — відновленні капсульногубного комплексу до кістки або культі дзьобо-надплечової зв'язки до капсули суглоба.

Не дивлячись на те, що ефект «гамака» ймовірно відіграє найважливішу роль у механізмі стабілізації з поміж інших зазначених [2], варіативність операції за Латарже здебільшого визначається положенням і центруванням дзьобоподібного виростка [3, 4] включаючи внутрішньо- та позасуглобове розміщення, методи фіксації кісткового блока [5–8] з відновленням або без капсульногубних структур, а також артроскопічні техніки проведення операції за Латарже [9–11]. У свою чергу, це обумовлено тим, що положення кісткового трансплантата і спосіб його фіксації впливають на ризик розвитку рецидиву, віддаленні результати операції та можливі ускладнення [12]. Серед усіх описаних ускладнень операції Латарже (які можуть досягати до 15 % за відкритої техніки виконання операції [13]) можна виділити рецидив нестабільності — 1–3 % [8, 14], неврологічні ускладнення — 1–20 % [8, 15], гематому — 1–2 % [8], інфекцію післяопераційної рани — 1,5 % [8], розвиток контрактури плечового суглоба та втрату зовнішньої ротації, незрощення кісткового блока — 1,5–9 % [14–16] або його перелом — 1,5 % [17], резорбцію кісткового блока, остеоартроз — 20–25 % [18], розвиток адгезивного капсуліту, а також ускладнення, пов'язані з фіксаторами. Серед них із помилками розміщення кісткового блока достовірно можна асоціювати рецидиви нестабільності в разі занадто медіального або занадто низького його положення, зі зміщенням в аксіальній площині відносно поверхні гленоїда та нижче екватора суглобової западини в сагітальній площині [8]. Також до цієї групи ускладнень слід віднести незрощення кісткового блока внаслідок заниженого його положення та відсутності ротаційної стабільності у випадку недостатньої фіксації нижнім

гвинтом. Інші типові ускладнення, асоційовані з невідповідним положенням кісткового блока, — це розвиток остеоартрозу внаслідок латерального його випинання, а також внутрішньоопераційні технічні труднощі, пов'язані з позиціонуванням і проведенням гвинтів через кістковий блок до гленоїда. Усі зазначені ускладнення обумовлюють необхідність повторних хірургічних утручань і зміну тактики лікування. Також слід зазначити, що застосування артроскопічної техніки має достовірно високий відсоток позитивних результатів порівняно з відкритими методиками, із такою самою відносно низькою частотою ускладнень, але потребує значних хірургічних навичок хірурга та збільшених затрат у технічному забезпеченні та часі виконання, що обмежує її поширення. Таким чином, для артроскопічних технік питання запобігання можливим ускладненням, які пов'язані з ризиками повторних хірургічних утручань, також є актуальними та потребують уваги.

Можливим рішенням щодо профілактики ускладнень, пов'язаних із помилками розміщення кісткового блока, є ретельне передопераційне планування з урахуванням особливостей біомеханічного функціонування плечового суглоба з наявним трансплантатом. Ураховуючи те, що більшість досліджень щодо біомеханіки плечового суглоба з наявним переднім або передньонижнім дефектом гленоїда засновані на вивченні на тілах померлих у комплексі [2], корисно дослідити ізольований вплив у разі відновлення кісткової поверхні гленоїда на математичній моделі, що дозволило б обґрунтувати оптимальну позицію розміщення кісткового блока.

Мета: на математичній моделі вивчити зміни напружено-деформованого стану моделі плечового суглоба залежно від варіантів фіксації трансплантата та які можуть виникати в разі виконання операції Латарже.

Матеріал і методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «ПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» проведено математичне моделювання напружено-деформованого стану (НДС) плечового суглоба за різних варіантів фіксації трансплантата на передній поверхні гленоїда, які можуть бути в разі виконання операції Латарже. Для вирішення завдання розроблено скінченно-елементну модель плеча, яка містила такі елементи: лопатку, плечову кістку, хрящовий прошарок на суглобових поверхнях (рис. 1).

Відтворювали такі ситуації: варіанти проведення фіксувальних гвинтів відносно площини

суглобової поверхні гленоїда та висоти фіксації трансплантата на передньому краю гленоїда. На рис. 2 показано схеми проведення фіксувальних гвинтів, які використовують під час виконання операції Латарже.

Зазначені варіанти проведення фіксувальних гвинтів були реалізовані на математичній моделі (рис. 3).

На рис. 4 показано три ситуації, які можуть виникати в разі трансплантації дзьобоподібного виростка на зону дефекту. Перша, коли нижній край переміщеного дзьобоподібного виростка, до якого кріпляться *m. coracobrachialis et caput*

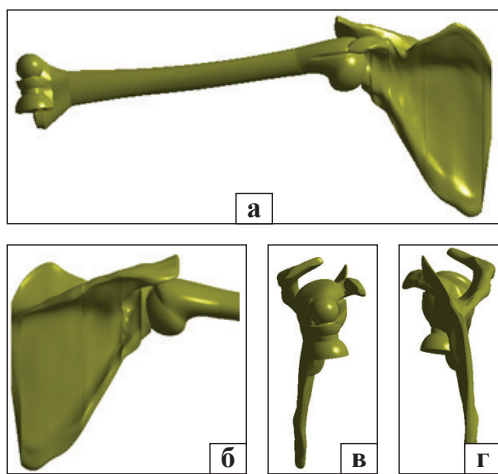


Рис. 1. Модель плечового суглоба: вигляд спереду (а), ззаду (б), із латерального (в) та медіального (г) боків

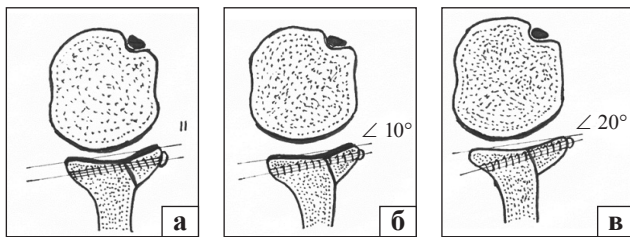


Рис. 2. Варіанти проведення фіксувальних гвинтів у разі остеосинтезу кісткового блока за операції Латарже: а) паралельно площині гленоїда; б) під кутом 10°; в) під кутом 20°

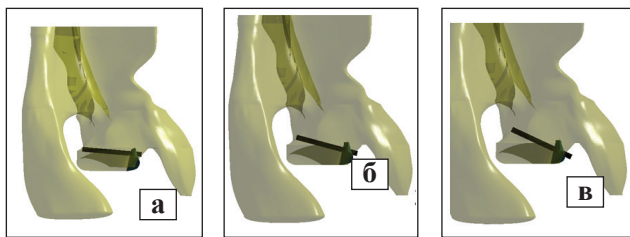


Рис. 3. Модель плечового суглоба з різними варіантами проведення фіксувальних гвинтів відносно площини суглобової поверхні гленоїда за операції Латарже: а) паралельно суглобовій поверхні (під кутом 0°); б) під кутом 10°; в) під кутом 20°

breve m. biceps brachii, розташований у ділянці нижнього краю суглобової поверхні, друга і третя — кістковий блок зміщений доверху на 10 і 20 мм відповідно.

На рис. 5 подано моделі з різними варіантами фіксації трансплантата відносно переднього краю суглобової поверхні гленоїда.

Елементом моделі надавали властивості різних матеріалів шляхом обрання відповідних показників модуля пружності Юнга та коефіцієнта Пуассона. Характеристики біологічних тканин обирали за даними літератури [19, 20], штучних матеріалів — за технічною інформацією [21]. Механічні характеристики матеріалів, використаних в розрахунках, наведено в табл. 1.

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

Навантажуючи модель, імітували найгірший із можливих варіантів — падіння на руку в положенні відведення та 90° зовнішньої ротації.

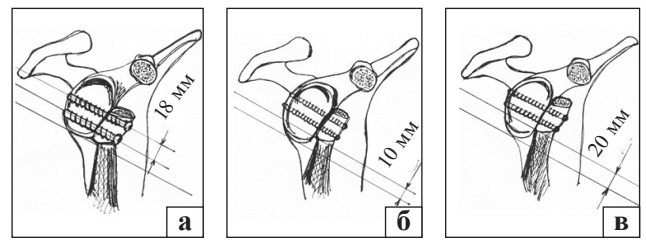


Рис. 4. Варіанти розташування дзьобоподібного виростка на передній поверхні гленоїда: верхній край виростка на рівні нижнього краю суглобової западини (а), зміщений до верхнього її краю на 10 мм (б) і 20 мм (в)

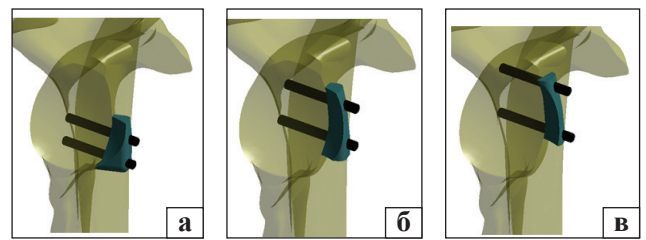


Рис. 5. Модель фіксації трансплантата на передньому краю суглобової поверхні гленоїда в разі виконання операції Латарже: на нижньому краї (а), вище нього на 10 мм (б) і 20 мм (в)

Таблиця 1

Механічні характеристики використаних у моделюванні матеріалів

Матеріал	Модуль Юнга (Е), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кіркова кістка	18400,00	0,30
Губчаста кістка	10000,00	0,30
Хрящова тканина	5,58	0,45
Титан ВТ16	54000,00	0,36

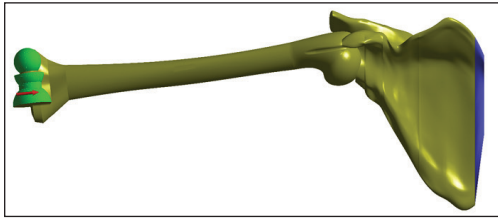


Рис. 6. Схема навантаження моделей

Для цього вводили жорстке закріплення моделі по медіальному краю лопатки, а до дистального відділу ліктьової кістки прикладали розподілене навантаження величиною 300 Н [21], що відповідає половині маси тіла. Схему навантаження наведено на рис. 6.

Для порівняння результатів моделювання різних варіантів фіксації трансплантатів виконували заміри величини напружень у спеціально обраних контрольних точках (рис. 7).

Дослідження НДС моделей виконували за допомогою методу скінченних елементів. За критерієм оцінки НДС моделей використано напруження за Мізесом [23]. Моделювання виконували у системі автоматизованого проектування SolidWorks, розрахунки НДС — із використанням програмного комплексу CosmosM [24].

Результати та їх обговорення

Першим етапом роботи вивчали НДС моделі плеча в нормі після відтворення падіння на відведену кінцівку. Картину розподілу напружень у моделі наведено на рис. 8.

У результаті проведеного дослідження визначено, що в разі падіння на лікоть максимальні напруження виникають у дистальному відділі плечової кістки (10,6 МПа) та на ості лопатки (8,9 МПа). На гленоїді максимальні значення напружень визначені в середній частині на задньо-

му краю (7,5 МПа) та в нижній — переднього (7,4 МПа). Трохи менші напруження спостерігали у верхній частині заднього краю гленоїда — 6,5 МПа. Мінімально напруженою виявилася нижня частина заднього краю суглобової поверхні гленоїда — 3,2 МПа. У центрі суглобової поверхні гленоїда напруження визначені на рівні 3,4 МПа.

Другим етапом роботи досліджено НДС моделі за різних варіантів проведення фіксувальних гвинтів у разі заміщення дефекту переднього краю гленоїда. На рис. 9 наведено картину розподілу напружень у моделі за умов проведення гвинтів паралельно площині суглобової поверхні гленоїда.

Наявність вільного трансплантата і металевих елементів на гленоїді призводить до певних змін НДС моделі плеча. Найбільші зміни визначено на передньому краю гленоїда, де величини напружень збільшилися вдвічі порівняно з моделлю в нормі: до 15,3 МПа в нижній частині та до 8,6 МПа — в середній. Також до 8,6 МПа підвищилися напруження в середині заднього краю гленоїда та до 7,5 МПа — у його верхній частині. В інших контрольних точках моделі зміни величин напружень виявилися незначними, підвищення не досягало 1,0 МПа. Фіксувальні гвинти взяли на себе основне навантаження, про що свідчать величини напружень, які виникають у них: на верхньому гвинті 53,5 МПа, на нижньому — 45,7 МПа.

Рис. 10 відображає НДС моделі плеча в разі проведення фіксувальних гвинтів під кутом 10° до площини суглобової поверхні гленоїда.

Проведення гвинтів під кутом 10° до площини суглобової поверхні гленоїда порівняно з моделлю, в якій вони проведені паралельно, призводить до підвищення напружень по всьому задньому краю гленоїда: у верхній частині до 8,2 МПа, у середній — 7,6 МПа, нижній — 4,7 МПа. На передньому краю гленоїда максимальні напруження 9,7 МПа визначено в середній частині, в нижній спостерігали невелике зниження напружень до 13,4 МПа. Підвищення рівня напружень також виявлено в центрі суглобової поверхні гленоїда — до 3,6 МПа, на ості лопатки — до 10,4 МПа. Напруження на фіксувальних гвинтах теж незначно підвищилися — до рівня 53,1 і 46,1 МПа на верхньому та нижньому відповідно.

Зміни, які відбулися в НДС моделі плеча в результаті проведення гвинтів під кутом 20° до площини суглобової поверхні гленоїда наведено на рис. 11.

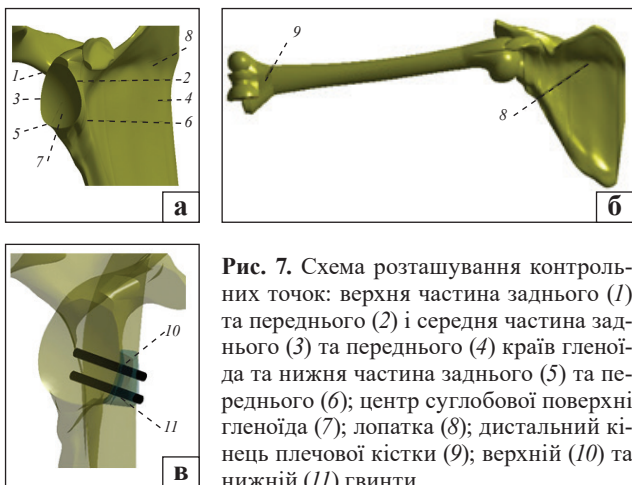


Рис. 7. Схема розташування контрольних точок: верхня частина заднього (1) та переднього (2) і середня частина заднього (3) та переднього (4) країв гленоїда та нижня частина заднього (5) та переднього (6); центр суглобової поверхні гленоїда (7); лопатка (8); дистальний кінець плечової кістки (9); верхній (10) та нижній (11) гвинти

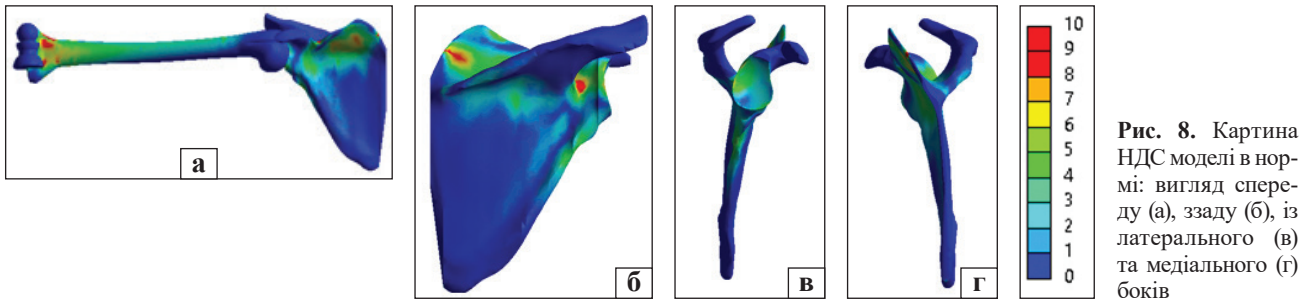


Рис. 8. Картина НДС моделі в нормі: вигляд спереду (а), ззаду (б), із латерального (в) та медіального (г) боків

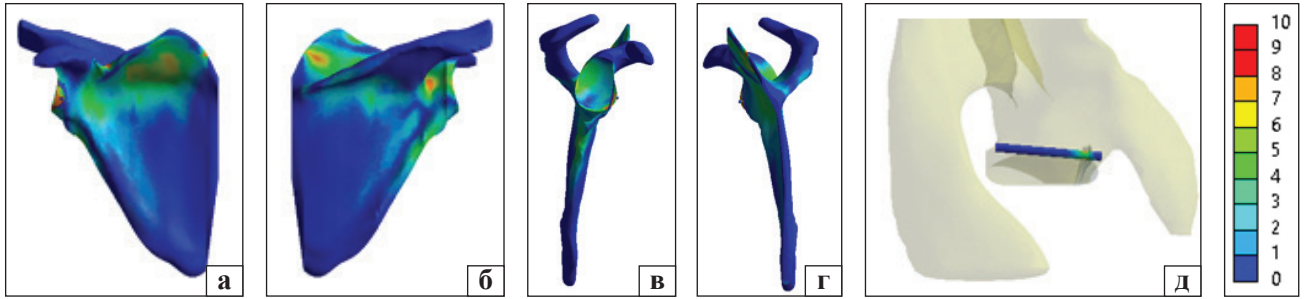


Рис. 9. Картина НДС моделі плеча за умов проведення гвинтів паралельно площині суглобової поверхні гленоїда: вигляд спереду (а), ззаду (б), із латерального (в) та медіального (г) боків, фіксувальні гвинти (д)

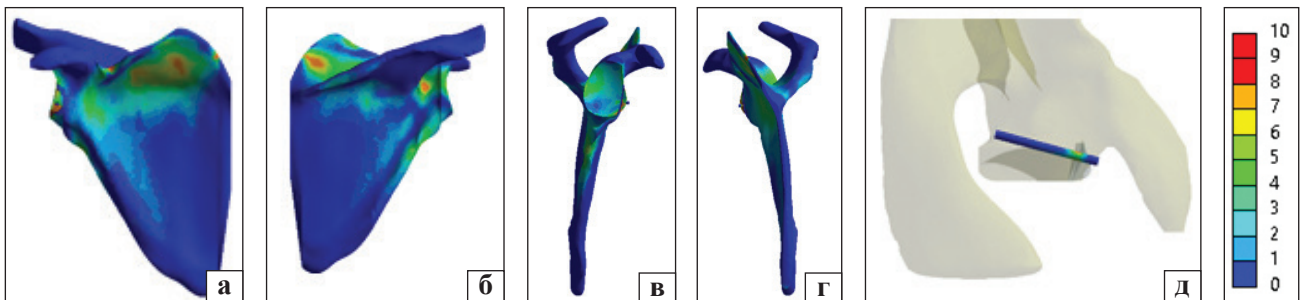


Рис. 10. Картина НДС моделі в разі проведення гвинтів під кутом 10° до площини суглобової поверхні гленоїда: вигляд спереду (а), ззаду (б), із латерального (в) та медіального (г) боків, фіксувальні гвинти (д)

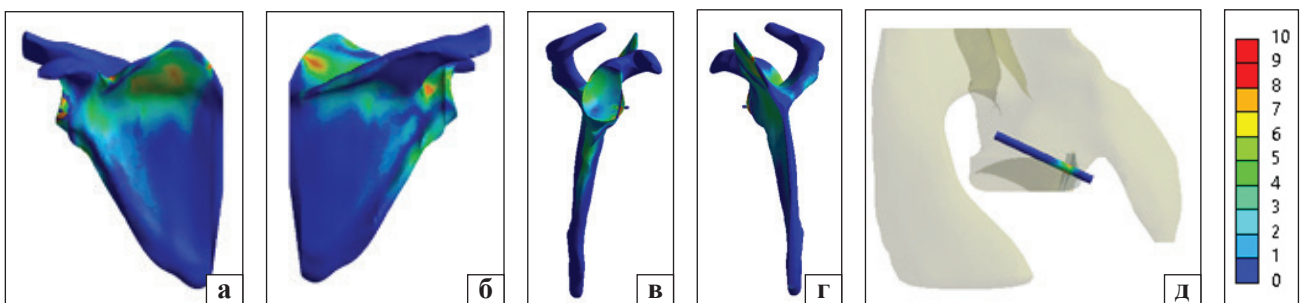


Рис. 11. Картина НДС моделі в разі проведення гвинтів під кутом 20° до площини суглобової поверхні гленоїда: вигляд спереду (а), ззаду (б), із латерального (в) та медіального (г) боків, фіксувальні гвинти (д)

Збільшення величини кута проведення гвинтів до 20° привело до невеликого зниження величини напружень практично на всіх контрольних точках моделі. Виняток складала верхня частина заднього краю гленоїда, де напруження підвищилися до рівня 9,7 МПа. Також незначне підвищення рівня напружень відмічено на фіксувальних гвинтах: 54,8 і 4,9 МПа на верхньому та нижньому відповідно.

Абсолютні значення величин напружень у контрольних точках моделі в нормі та за різних кутів проведення фіксувальних гвинтів наведено в табл. 2.

Для порівняння величин напружень на фіксувальних гвинтах у моделях за різних кутів їхнього проведення побудовано діаграму (рис. 12).

Таким чином, наявність кісткового трансплантата, фіксованого металевими гвинтами в зоні

дефекту на передньому краю гленоїда, призводить до підвищення рівня напружень у кісткових елементах моделі. Найбільший рівень напружень визначали за проведення гвинтів під кутом 10° ,

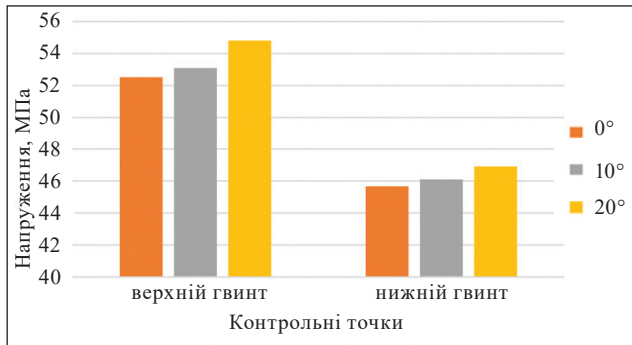


Рис. 12. Діаграма величин напружень фіксувальних гвинтів моделей плеча за різних кутів їхнього проведення

найнижчий — паралельно суглобовій поверхні гленоїда. Напруження на гвинтах незначно підвищувалися зі збільшенням кута проведення, а на верхньому гвинті визначалися трохи більшими за нижній.

Останнім етапом роботи моделювали різні варіанти фіксації трансплантата по висоті переднього краю гленоїда. Розподіл напружень у моделі плеча за умов фіксації трансплантата по нижньому краю гленоїда подано на рис. 13.

Максимальне зниження висоти фіксації трансплантата привело до наближення величин напружень у контрольних точках на суглобовій поверхні гленоїда до показників моделі в нормі. Високий рівень напружень $9,6$ МПа зберігався на ості лопатки. Найбільші зміни величин напружень визначено на гвинтах, де вони падають до $17,0$ і $20,8$ МПа на верхньому та нижньому відповідно.

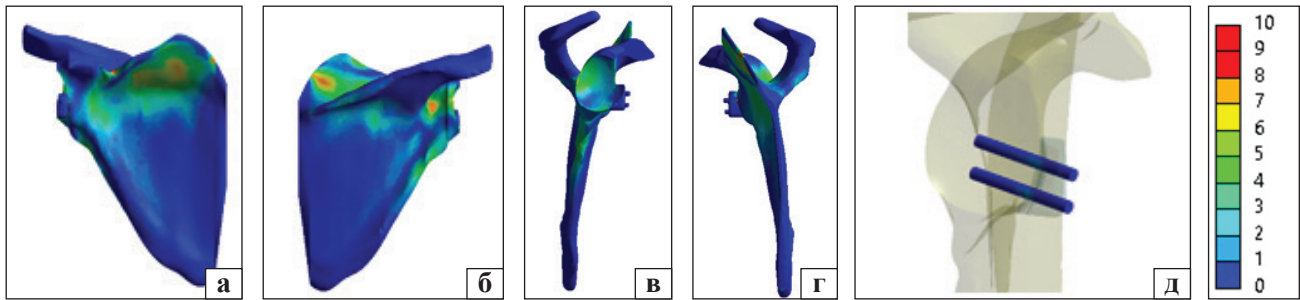


Рис. 13. Картина НДС моделі за умов фіксації трансплантата по нижньому краю гленоїда: вигляд спереду (а), ззаду (б), із латерального (в) та медіального (г) боків

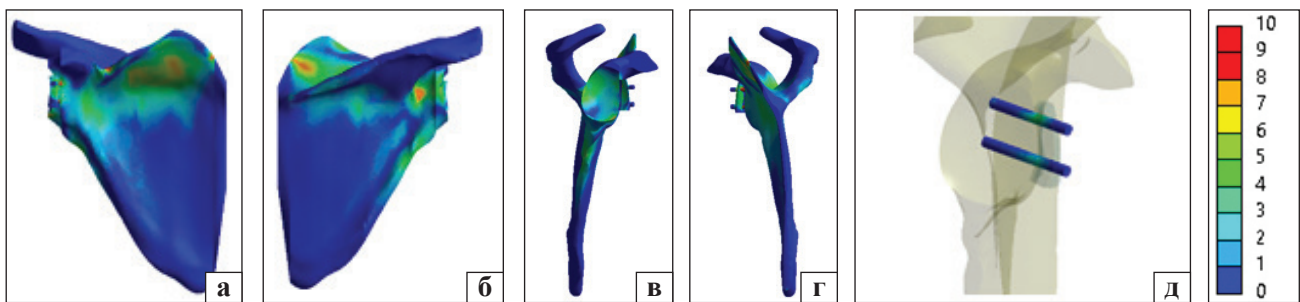


Рис. 14. Картина НДС моделі за умов фіксації трансплантата на 10 мм вище нижнього краю гленоїда: вигляд спереду (а), ззаду (б), із латерального (в) та медіального (г) боків

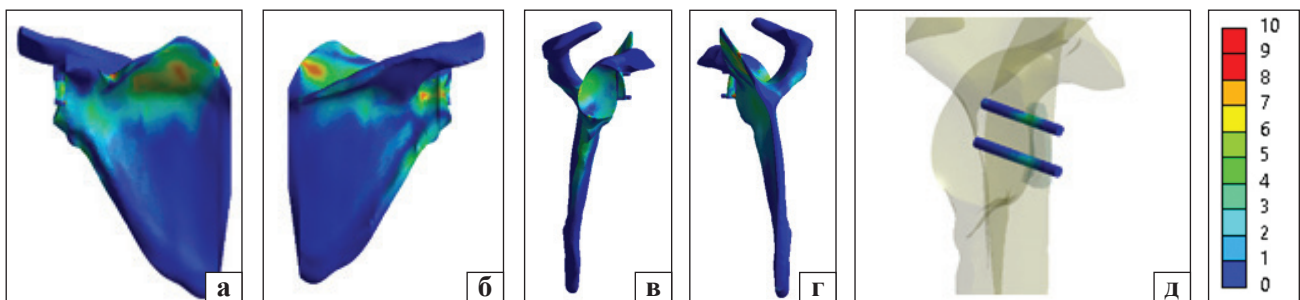


Рис. 15. Картина НДС моделі за умов фіксації трансплантата на 20 мм вище нижнього краю гленоїда: вигляд спереду (а), ззаду (б), із латерального (в) та медіального (г) боків

Таблиця 2

Величини напружень у контрольних точках моделі за різних кутів проведення фіксувальних гвинтів

Контрольна точка		Напруження, МПа			
		норма	кут нахилу гвинтів до площини суглобової поверхні		
			0°	10°	20°
Кісткова тканина	1	6,5	7,5	8,2	9,7
	2	3,6	4,5	4,5	4,4
	3	7,5	8,6	7,6	7,2
	4	4,4	8,6	9,7	9,6
	5	3,2	4,0	4,7	4,1
	6	7,4	15,3	13,4	12,8
	7	3,4	3,2	3,6	3,1
	8	8,9	8,8	10,4	9,3
	9	10,6	10,6	10,6	10,6
Гвинт	10	—	52,5	53,1	54,8
	11	—	45,7	46,1	46,9

Таблиця 3

Величини напружень у контрольних точках моделі за різних варіантів фіксації трансплантата

Контрольна точка		Напруження, МПа			
		норма	зміщення вверх		
			0 мм	10 мм	20 мм
Кісткова тканина	1	6,5	6,5	6,2	5,5
	2	3,6	4,0	4,1	5,8
	3	7,5	8,4	8,6	8,6
	4	4,4	4,8	5,2	5,1
	5	3,2	4,4	4,2	4,9
	6	7,4	4,4	5,8	6,7
	7	3,4	3,2	3,2	3,4
	8	8,9	9,4	9,2	9,6
	9	10,6	10,6	10,6	10,6
Гвинти	10	—	17,0	68,5	49,5
	11	—	20,8	42,8	43,8

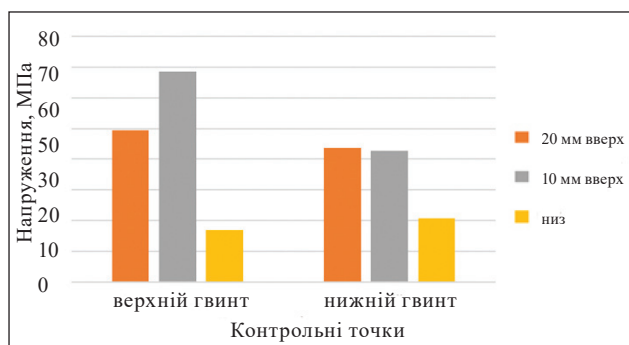


Рис. 18. Діаграма величин напружень у контрольних точках на фіксувальних гвинтах моделей плеча за різних варіантів фіксації трансплантата

Підвищення висоти фіксації трансплантата на 10 мм обумовило зміни НДС моделі плеча (рис. 14).

Переміщення трансплантата в середню частину переднього краю гленоїда призвело до різноспрямованих змін у розподілі напружень у моделі плеча. Зокрема, підвищення рівня напружень спостерігали у двох контрольних точках моделі: на верхній частині заднього краю гленоїда (до 6,5 МПа) та в середній частині переднього краю (до 5,2 МПа). У середній частині заднього краю гленоїда величина напружень залишилася без змін порівняно з попереднім варіантом моделі — 8,6 МПа. В інших контрольних точках моделі величини напружень знизилися. Така сама різноспрямована тенденція перерозподілу напружень виявлена й на фіксувальних гвинтах, де зафіксовано підвищення до 68,5 МПа на верхньому гвинті та зниження до 42,8 МПа на нижньому.

На рис. 15 відображено картину розподілу НДС у моделі плеча за умов фіксації трансплантата на 20 мм вище за нижній край гленоїда.

За умов фіксації трансплантата на верхньому краю гленоїда максимальні напруження виявлено на ості лопатки — 9,6 МПа. На суглобовій поверхні гленоїда найбільш навантаженою була середня частина переднього краю — 8,6 МПа. У верхній і нижній частинах переднього краю гленоїда напруження визначено на рівні 5,5 і 4,9 МПа відповідно. На задньому краї гленоїда максимум напружень не перевищував позначки 6,7 МПа в його нижній частині, у середній і верхній частинах напруження дорівнювали 5,1 і 5,8 МПа відповідно. Мінімальні за величиною напруження 3,4 МПа спостерігали в центральній частині суглобової поверхні гленоїда. Напруження на фіксувальних гвинтах набули значення 49,5 МПа — на верхньому та 43,8 МПа — на нижньому.

У табл. 3 зведено показники величин напружень у контрольних точках моделей у нормі та за умов різної висоти фіксації трансплантата відносно переднього краю гленоїда.

Уявлення про співвідношення величин напружень на гвинтах у моделі плеча за різних варіантів фіксації трансплантата можна отримати за допомогою діаграми (рис. 16).

Таким чином, найбільш сприятливим варіантом фіксації трансплантата, з огляду на розподіл напружень на суглобовій поверхні гленоїда та фіксувальних гвинтах, є його фіксація в нижній частині переднього краю гленоїда.

Висновки

Наявність кісткового трансплантата, фіксованого металевими гвинтами в зоні дефекту на передньому краю гленоїда, призводить до підвищення рівня напружень у кісткових елементах моделі.

Зміни в НДС моделі плеча відбуваються залежно від кута проведення гвинтів, які фіксують трансплантат. Найбільший рівень напружень визначено в разі проведення гвинтів під кутом 10° , найнижчий — паралельно суглобовій поверхні гленоїда. Напруження на фіксувальних гвинтах незначно підвищувалися зі збільшенням кута їхнього проведення.

Найбільш сприятливим з огляду на розподіл напружень на суглобовій поверхні гленоїда та фіксувальних гвинтах виявилось розташування трансплантата в нижній частині переднього краю гленоїда.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Biomechanical investigation of the stabilization principle of the Latarjet procedure / M. Wellmann, P. de Ferrari, T. Smith [et al.] // *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. — 2012. — Vol. 132 (3). — P. 377–386. — DOI: 10.1007/s00402-011-1425-z.
2. The stabilizing mechanism of the Latarjet procedure: a cadaveric study / N. Yamamoto, T. Muraki, K. N. An [et al.] // *The Journal of bone and joint surgery*. — 2013. — Vol. 95 (15). — P. 1390–1397. — DOI: 10.2106/JBJS.L.00777.
3. Arthroscopic Bristow–Latarjet combined with Bankart repair restores shoulder stability in patients with glenoid bone loss / P. Boileau, C. E. Thélu, N. Mercier [et al.] // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. — 2014. — Vol. 472. — P. 2413–2424. — DOI: 10.1007/s11999-014-3691-x.
4. De Beer J. F. Glenoid bone defects. Open Latarjet with congruent arc modification / J. F. De Beer, C. Roberts // *The Orthopedic Clinics of North America*. — 2010. — Vol. 41. — P. 407–415. — DOI: 10.1016/j.ocl.2010.02.008.
5. Latarjet fixation: a cadaveric biomechanical study evaluating cortical and cannulated screw fixation / H. M. Alvi, E. J. Monroe, M. Muriuki [et al.] // *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*. — 2016. — Vol. 4 (4). — Article ID: 2325967116643533. — DOI: 10.1177/2325967116643533.
6. Clinical and radiological outcome after mini-open Latarjet technique with fixation of coracoid with Arthrex wedge mini-plate / D. Chaudhary, A. Goyal, D. Joshi [et al.] // *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*. — 2016. — Vol. 7 (1). — P. 23–29. — DOI: 10.1016/j.jcot.2015.09.002.
7. Coracoid bone block fixation with cortical buttons: an alternative to screw fixation? / P. Gendre, C. E. Thélu, T. D'Ollonne [et al.] // *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research*. — 2016. — Vol. 102 (8). — P. 983–987. — DOI: 10.1016/j.otsr.2016.06.016.
8. Preliminary clinical outcomes of Latarjet–Patte coracoid transfer by arthroscopy vs. open surgery: prospective multicentre study of 390 cases / P. Metais, P. Clavert, J. Barth [et al.] // *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research*. — 2016. — Vol. 102 (8S). — P. S271–S276. — DOI: 10.1016/j.otsr.2016.08.003.
9. A guided surgical approach and novel fixation method for arthroscopic Latarjet / P. Boileau, P. Gendre, M. Baba [et al.] // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2016. — Vol. 25 (1). — P. 78–89. — DOI: 10.1016/j.jse.2015.06.001.
10. A Multicenter retrospective study with a minimum 5-year follow-up comparing arthroscopic Bankart repair and the Latarjet procedure / E. Maman, O. Dolkart, R. Krespi [et al.] // *Orthopaedic journal of sports medicine*. — 2020. — Vol. 8 (8). — Article ID: 2325967120941366. — DOI: 10.1177/2325967120941366.
11. Arthroscopic management of anterior glenoid bone loss / D. Lemmex, G. Cárdenas, M. Ricks [et al.] // *JBJS Reviews*. — 2020. — Vol. 8 (2). — Article ID: e0049. — DOI: 10.2106/JBJS.RVW.19.00049.
12. Doms P. Contraindications and complications of the Latarjet procedure / P. Doms, E. Lunini, G. Walch // *Shoulder Elbow*. — 2018. — Vol. 10 (1). — P. 15–24. — DOI: 10.1177/1758573217728716.
13. Latarjet, Bristow, and Eden–Hybinette procedures for anterior shoulder dislocation: systematic review and quantitative synthesis of the literature / U. G. Longo, M. Loppini, G. Rizzello [et al.] // *Arthroscopy*. — 2014. — Vol. 30 (9). — P. 1184–1211. — DOI: 10.1016/j.arthro.2014.04.005.
14. Walch G. Latarjet–Bristow procedure for recurrent anterior instability / G. Walch, P. Boileau // *Techniques in Shoulder and Elbow Surgery*. — 2000. — Vol. 1 (4). — P. 256–261. — DOI: 10.1097/00132589-200001040-00008.

15. Complications and re-operations after Bristow-Latarjet shoulder stabilization: a systematic review / M. J. Griesser, J. D. Harris, B. W. McCoy [et al.] // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2013. — Vol. 22 (2). — P. 286–292. — DOI: 10.1016/j.jse.2012.09.009.
16. Long-term outcomes of the Latarjet procedure for anterior shoulder instability: a systematic review of studies at 10-year follow-up / E. T. Hurley, M. S. Jama, Z. S. Ali [et al.] // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2019. — Vol. 28 (2). — P. e33–e39. — DOI: 10.1016/j.jse.2018.08.028.
17. Recurrent anterior and multidirectional instability of the shoulder / G. Walch, J. Y. Agostini, C. Levigne, L. Nove-Josserand // *Revue de Chirurgie Orthopedique et Reparatrice de l'appareil Moteur*. — 1995. — Vol. 81 (8). — P. 682–690.
18. The effect of capsular repair, bone block healing, and position on the results of the Bristow-Latarjet procedure (study III): long-term follow-up in 319 shoulders / L. Hovelius, B. Sandstrom, A. Olofsson [et al.] // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2012. — Vol. 21 (5). — P. 647–660. — DOI: 10.1016/j.jse.2011.03.020.
19. *Bone mechanics handbook* / Ed. S. C. Cowin. — CRC Press, 2001. — 980 p.
20. Тяжелов А. А. Особенности напряженно-деформированного состояния головки плечевой кости при различных вариантах нагружения / А. А. Тяжелов, М. Ю. Карпинский, И. А. Суббота : тези доповідей XIV з'їзду ортопедів-травматологів України. — Одеса, 2006. — С. 23.
21. Mechanical Characterization of Femoral Cartilage Under Unicompartimental Osteoarthritis / A. Vidal-Lesso, E. Ledesma-Orozco, L. Daza-Benitez, R. Lesso-Arroyo // *Ingeniería Mecánica Tecnología y Desarrollo*. — 2014. — Vol. 4 (6). — P. 239–246.
22. Проблема прочности в биомеханике: Учебное пособие для технич. и биол. спец. ВУЗов / [Образцов И. Ф., Адамович И. С., Барер И. С. и др.]. — М. : Высшая школа, 1988. — 311 с.
23. Зенкевич О. К. Метод конечных элементов в технике / О. К. Зенкевич. — М. : Мир, 1978. — 519 с.
24. Алямовский А. А. SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов / А. А. Алямовский. — М. : ДМК Пресс, 2004. — 432 с.

Стаття надійшла до редакції 26.08.2021

MATHEMATICAL MODELING OF GRAFT FIXATION VARIANTS TO THE ANTERIOR MARGIN OF THE GLENOID PERFORMING LATARJET PROCEDURE

M. L. Golovakha¹, B. A. Kuznietsov¹, M. Yu. Karpinsky², O. V. Yaresko²

¹Zaporizhia State Medical University, Ukraine

²Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

✉ Maxim Golovakha, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: golovahaml@gmail.com

✉ Bohdan Kuznietsov, PhD student in Traumatology and Orthopaedics: bkuznietsovmd@gmail.com

✉ Mykhaylo Karpinsky: korab.karpinsky9@gmail.com

✉ Oleksandr Yaresko: avyresko@gmail.com