

Лазарев І.А., Ломко В.М., Страфун С.С., Скибан М.В.  
ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ, Україна

## Порівняльний аналіз змін напружено-деформованого стану на хрящі головки плечової кістки в умовах різних типів пошкодження суглобової губи лопатки

**Резюме. Актуальність.** Пошкодження суглобової губи лопатки є досить поширеною проблемою плечового суглоба. Локалізація в ділянці задньої порції суглобової губи залежно від типу її пошкодження значно збільшує навантаження на суглобовий хрящ, що призводить до розвитку та прогресування дегенеративних змін у плечовому суглобі, прискорення артрозу та реалізації задньої нестабільності плеча. Така ситуація націлює хірурга на визначення тактики оперативного втручання, спрямованої на розвантаження пошкодженої ділянки та усунення біомеханічного дисбалансу. **Мета.** Вивчення клінічно значущих пошкоджень суглобової губи лопатки залежно від типу її пошкодження на основі біомеханічного аналізу змін напружено-деформованого стану (НДС) хряща головки плечової кістки та обґрунтування тактики лікування цих пошкоджень. **Матеріали та методи.** Розрахунки НДС елементів плечового суглоба проведені методом скінченних елементів. На основі СКТ-сканів інтактного плечового суглоба за допомогою програмного пакета Mimics відтворена просторова геометрія плечового суглоба. Засобами Solid Works створені імітаційні комп'ютерні 3D-моделі інтактного плечового суглоба та суглоба з трьома типами пошкоджень суглобової губи. Показники НДС реєстрували на структурах плечового суглоба при різних значеннях кута відведення та ротації плечової кістки (нейтральне, відведення верхньої кінцівки на 0–20–40–60°, внутрішня ротація 0–20–40° та комбінація цих рухів). Критеріями оцінки НДС були контактні напруження за Мізісом і максимальні деформації. **Результати.** Усі типи пошкоджень суглобової губи при різних положеннях кінцівки в плечовому суглобі призводять до значного збільшення показників напружень і деформацій у контактній зоні. У нейтральному положенні кінцівки пошкодження суглобової губи I типу викликає збільшення напружень на головці на 20 %, II типу — на 260 %, III типу — на 50 % порівняно з інтактною моделлю. У положенні відведення кінцівки до кута 60° та внутрішньої ротації 40° пошкодження суглобової губи I типу викликає збільшення напружень на головці на 23 %, II типу — на 43 %, III типу — на 7 % порівняно з інтактною моделлю. Максимальні значення НДС на елементах плечового суглоба (суглобова губа, головка плечової кістки) спостерігаються в положенні відведення кінцівки до 60° та внутрішній ротації 40°. В умовах пошкодження суглобової губи II типу відзначається екстремальне зростання показників напружень в усіх положеннях у плечовому суглобі, як на самій суглобовій губі (у 30 разів), так і на головці плечової кістки (у 2,7 раза). Найменше зростання НДС на елементах плечового суглоба спостерігається в умовах пошкодження суглобової губи III типу. **Висновки.** Виявлено, що найбільший дисбаланс стабілізуючих структур плечового суглоба виникає при відшаруванні суглобової губи та стає критичним при його комбінації з розривом, тоді як сам по собі ізольований розрив не призводить до критичних змін показників напружень і деформацій на структурах плечового суглоба. Доцільно проводити фіксацію відшарованої ділянки суглобової губи при виявленні цієї патології під час артроскопічного втручання, що дасть можливість збалансувати навантаження на структури плечового суглоба при здійсненні найбільш типових рухів. Ця процедура допоможе уникнути раннього розвитку артрозу та задньої нестабільності плечового суглоба.

**Ключові слова:** плечовий суглоб; хрящ головки плечової кістки, суглобова губа лопатки; задня нестабільність; скінченно-елементне моделювання; напруження та деформації

## Вступ

Під час артроскопічного втручання з приводу пошкоджень суглобової губи плечового суглоба (ПС) досить часто спостерігається пошкодження задньої порції губи різного типу. Подібні механічні пошкодження є однією з причин розвитку задньої нестабільності ПС. У такій ситуації хірург повинен визначитись щодо тактики лікування. Можливі варіанти хірургічних маніпуляцій залежать від багатьох факторів, головним з яких є тип пошкодження суглобової губи [9]. Поєднання цих важливих факторів обумовлює терміни функціонування структур ПС і його стабільність в умовах повсякденного навантаження. Неврахування їх призводить до досить швидкого розвитку та прогресування дегенеративних змін у ПС, розвитку реалізованої задньої нестабільності [9, 10]. В умовах поєданого пошкодження головки та губи тактика хірурга націлена передусім на усунення біомеханічного дисбалансу в порожнині суглоба і полягає у фіксації пошкодженої частини губи та відновленні суглобової поверхні плечової кістки [11]. Так, край дефекту пошкодженої губи є місцем концентрації локальних напружень і деформацій через зменшення контактної зони та збільшення середнього контактного зусилля. Величини напруження на головці плеча та суглобовій губі збільшуються залежно від типу дефекту губи.

Наявність пошкоджень у суглобовій губі гленоїдальної западини збільшує напруження на структурах ПС. Залежно від типу пошкодження губи в умовах рухів у ПС і при навантаженні рівень напруження на суглобовий хрящ значно збільшується, що призводить до швидкого прогресування дегенеративних змін у ПС, артрозу та реалізації задньої нестабільності плеча. Така ситуація націлює хірурга на визначення тактики оперативного втручання, спрямованої на розвантаження пошкодженої ділянки.

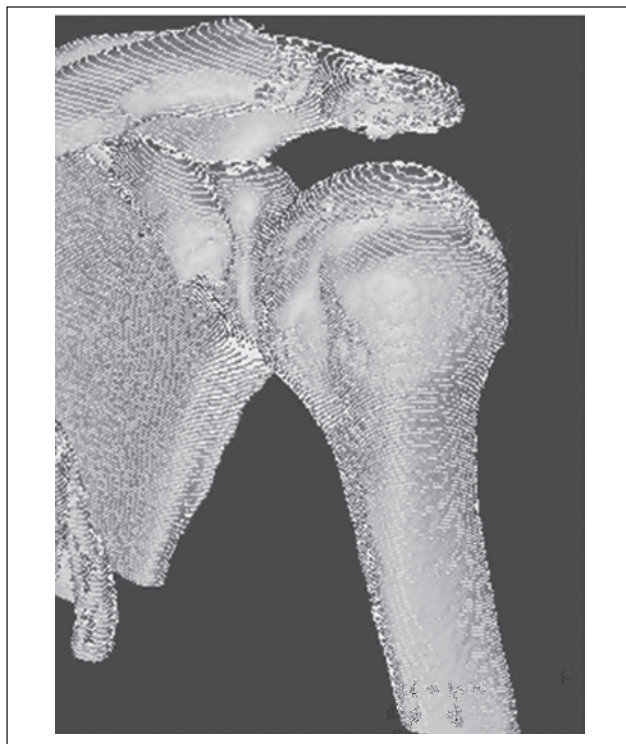
**Мета дослідження:** вивчення клінічно значущих пошкоджень суглобової губи лопатки на основі біомеханічного аналізу змін напружено-деформованого стану (НДС) хряща головки плечової кістки та обґрунтування тактики лікування цих пошкоджень.

## Матеріали та методи

На основі СКТ-сканів інтактного ПС за допомогою програмного пакета Mimics в автоматичному та напівавтоматичному режимах відтворена просторова геометрія ПС (рис. 1). Засобами Solid Works створені імітаційні комп'ютерні 3D-моделі інтактного ПС і з різними типами пошкодження суглобової губи (рис. 2).

Для розрахунків застосовували імітаційні моделі інтактного ПС (рис. 2а) та з відшаруванням ділянки суглобової губи в задньому відділі ПС (І тип) (рис. 2б), із відшаруванням ділянки суглобової губи та її розривом (II тип) (рис. 2в), із розривом суглобової губи без її відшарування (III тип) (рис. 2г).

Фізико-механічні властивості біологічних тканин, що застосовувались у моделях, отримані з літературних джерел [4, 5, 7] (табл. 1).

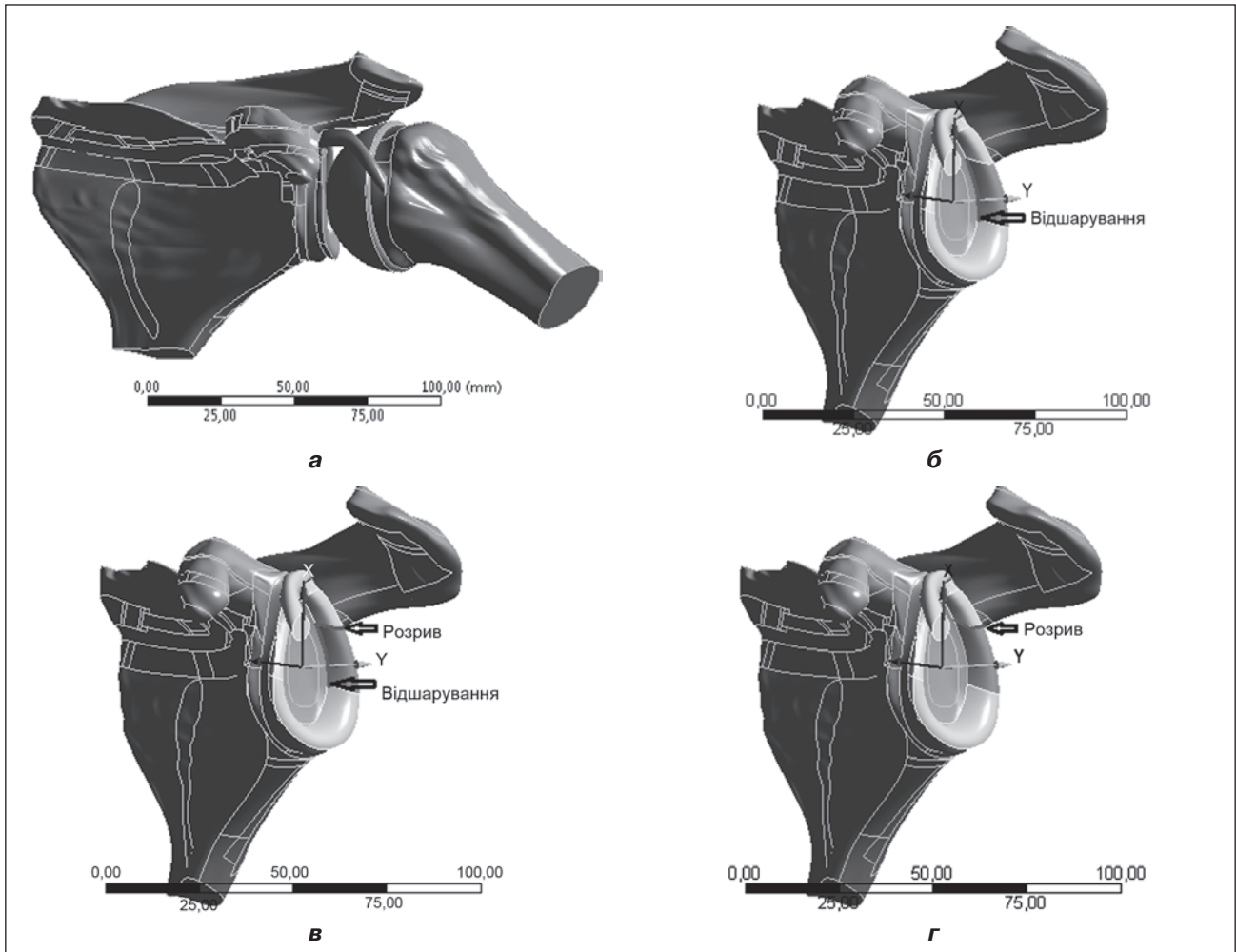


**Рисунок 1.** Відтворення просторової геометрії ПС

При розрахунках розглянутої біомеханічної системи методом скінчених елементів всі матеріали вважали однорідними та ізотропними з відомими фізико-механічними характеристиками (табл. 1). Завдання статичного аналізу вирішувалося в фізично і геометрично лінійній постановці, при цьому розглядали малі деформації і переміщення, унаслідок чого підтверджувався закон Гука для опису поведінки матеріалу.

Розрахункова модель ПС подана на рис. 3. Модель закріплювали по всій поверхні лопатки та прикладали силу 55 Н на плечову кістку, спрямовану в центр суглобової западини.

Підготовлена засобами Solid Works твердотільна модель експортована в програмне середовище ANSYS, де створена скінченно-елементна модель (рис. 4), що налічувала 196 540 вузлів та 94 101 елемент. При цьому переважали тетраедричні елементи з квадратичною апроксимацією функцій. У зонах контакту та в деяких визначених місцях з метою підвищення точності розрахунків скінченно-елементна сітка була ущільнена, і середній розмір скінченного елемента становив не більше 1 мм. Проводили аналіз НДС. Аналіз результатів розрахунків НДС здійснювали на основних елементах моделі плечолопаткового суглоба (суглобова западина лопатки та головка плечової кістки) за показниками напружень за Мізісом і деформацій залежно від типу пошкодження суглобової губи при різних значеннях кута відведення та ротації плечової кістки (нейтральне, відведення верхньої кінцівки від 0 до 60°, внутрішня ротація 0–40° та комбінація цих рухів).



**Рисунок 2. Імітаційні моделі інтактного ПС (а), плечового суглоба з I типом (б), II типом (в) та III типом (г) пошкодження суглобової губи**

**Таблиця 1. Фізико-механічні характеристики біологічних тканин плечового суглоба**

Локалізація	Тип матеріалу	Показник	Значення	Посилання
Плечова кістка	Жорсткий	E	12 ГПа	4
Плечовий суглоб	Ізотропний пружний	E $\rho$ $\nu$ $\rho$	0,66 МПа 1075 кг/м <sup>3</sup> 0,08 1225 кг/м <sup>3</sup>	5, 7 6 5 6
Суглобова губа	Зворотно-ізотропний, гіпереластичний	C1 C3 C4 C5 $\lambda$ $\rho$	1,142 МПа 0,05 МПа 36 60,5 МПа 1,138 1225 кг/м <sup>3</sup>	8 8 8 8 8 6
Сухожилля біцепса	Ізотропний гіпереластичний	C1 C3 C4 C5 $\lambda$	0,138 МПа 0,002 МПа 0,061 МПа 0,641 МПа 1,100	3 3 3 3 3
Гленоїдальний компонент	Ізотропний еластичний	E $\rho$ $\nu$	1,7 МПа 1075 кг/м <sup>3</sup> 0,018	6, 2 6 6
Гленоїдальна западина	Жорсткий	E	100 МПа	1

Для зручності сприйняття результатів аналізу НДС на структурах суглобової западини лопатки ці елементи моделі в подальшому розташовані в положенні, як показано на рис. 5.

## Результати та обговорення

За результатами розрахунків було встановлено, що залежно від типу пошкодження губи та при зміні положення кінцівки розподіл напружень суттєво змінюється (табл. 2) [12]. Так, максимальні показники напружень для інтактного суглоба при нейтральному положенні не перевищують 1,51 МПа (головка плеча) і зосереджені на поверхні суглобової западини та головки рівномірно. Показники максимальних деформацій не перевищують 2,61 мм. Показники НДС інтактною моделі прийняті як референтні для подальшого порівняльного аналізу.

Значення напружень і деформацій на суглобовому хрящі головки плечової кістки розподілені таким чином. У випадку пошкодження I типу при нейтральному положенні максимальні показники напружень сягають значень 1,84 МПа на поверхні суглобового хряща головки, максимальні деформації збільшуються до значення 2,98 мм і також зосереджені на передньонижній поверхні головки плечової кістки (рис. 6б). При пошкодженнях II типу максимальні показники

напружень значно зростають — до 4,0 МПа на ділянці, що проектується на зону пошкодження суглобової губи, деформації також значно збільшуються, сягаючи значення 8,24 мм (рис. 6в). При пошкодженні суглобової губи III типу максимальні показники напружень менші, ніж значення при пошкодженнях II типу, — 2,28 МПа, максимальні деформації — 3,6 мм (рис. 6г).

При здійсненні найбільш типових рухів у ПС (відведення та ротація) показники напружень і деформацій значно зростають. Так, при внутрішній ротації верхньої кінцівки до  $20^\circ$  напруження на хрящі головки плеча в інтактному суглобі не перевищують 2,39 МПа, а деформації — 4,22 мм (рис. 7а). При пошкодженні суглобової губи I типу показники напружень зростають незначно — 3,44 МПа, а деформації зростають майже на 50 %, сягаючи значення 5,93 мм (рис. 7б). При пошкодженні II типу показники НДС зростають у більше ніж 2,5 раза і становлять 5,34 МПа та 10,40 мм відповідно (рис. 7в), при III типі зберігається напруження на суглобовому хрящі головки плечової кістки — 5,24 МПа та деформації — 10,14 мм (рис. 7г). Викликає інтерес те, що показники НДС на суглобовій губі лопатки при III типі пошкодження при внутрішній ротації  $20^\circ$  зовсім не відрізняються від показників в інтактному суглобі.

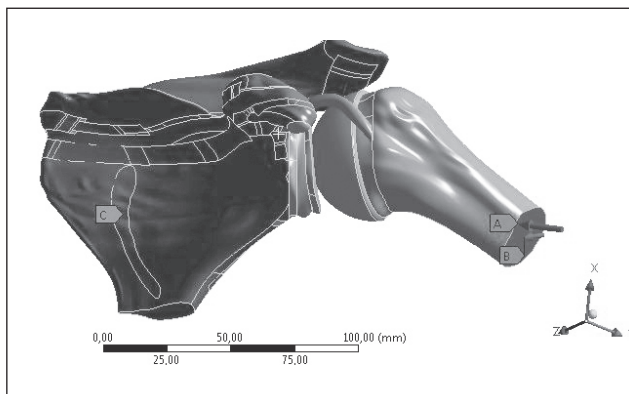


Рисунок 3. Розрахункова модель

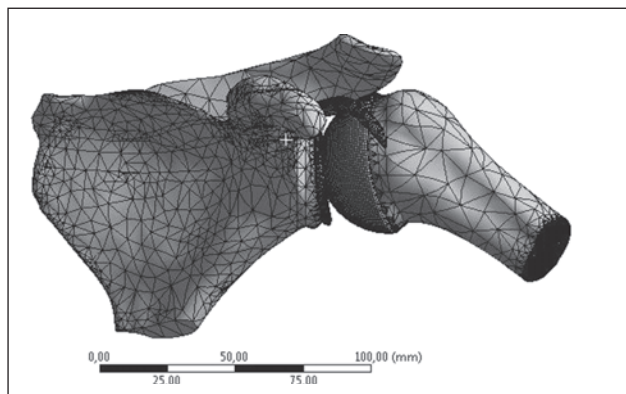


Рисунок 4. Скінченно-елементна модель

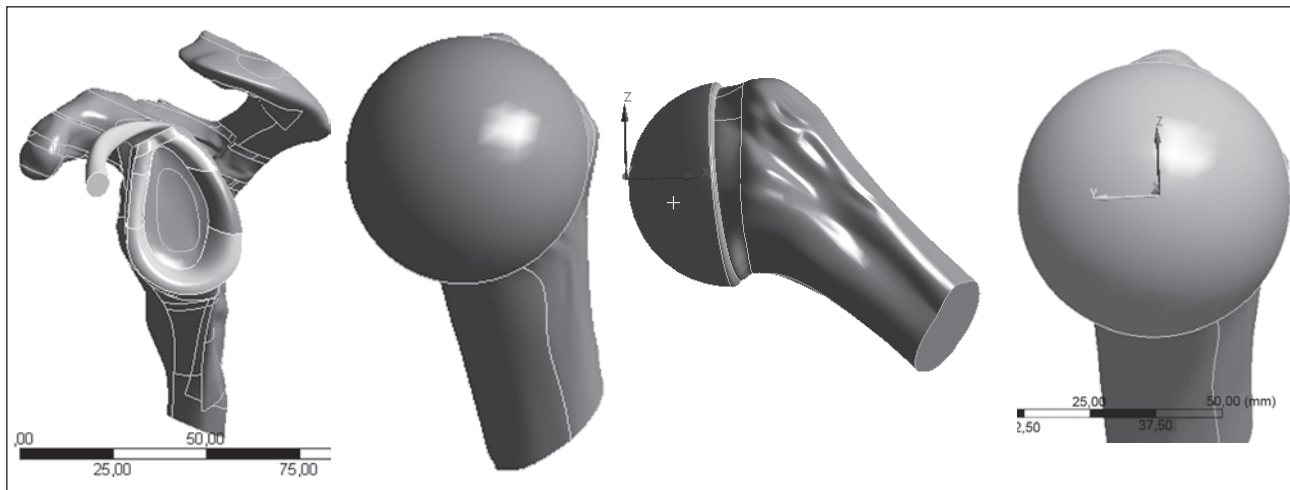
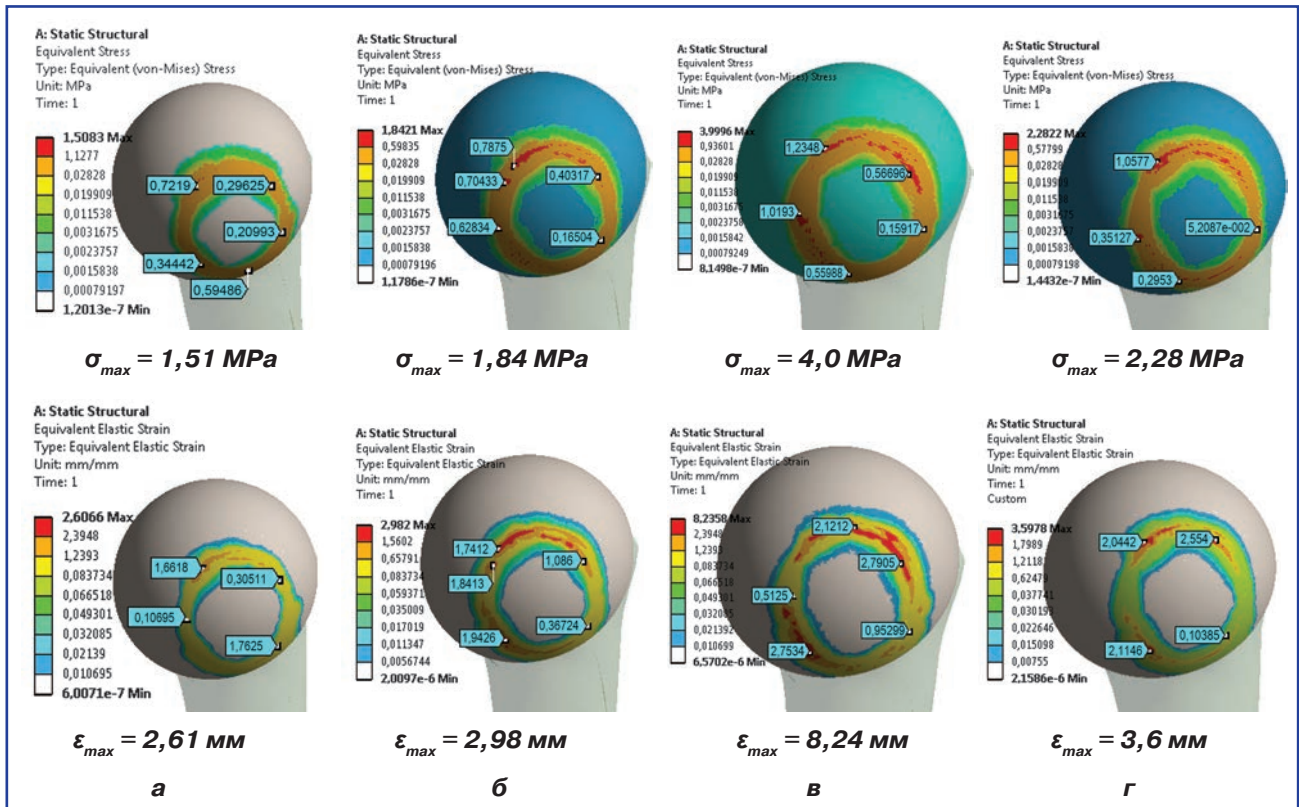
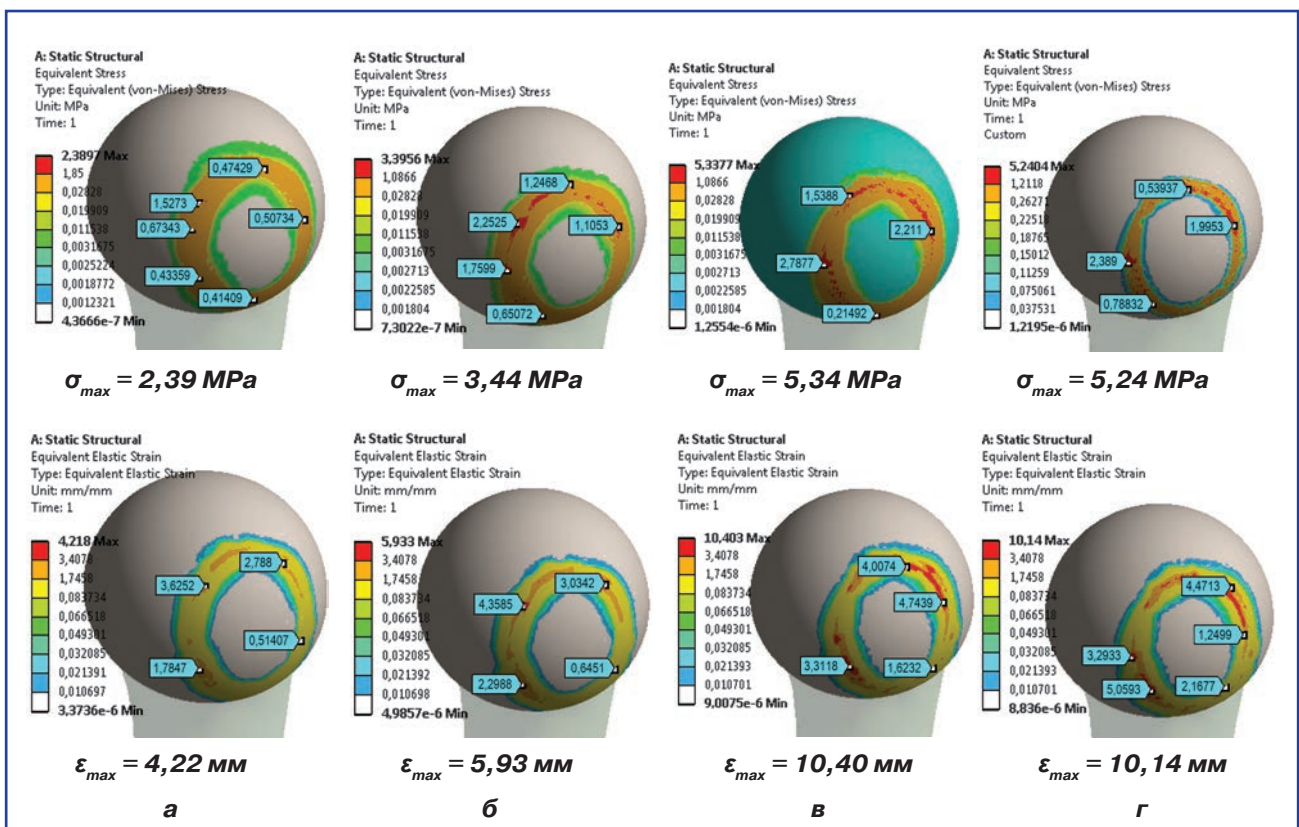


Рисунок 5. Положення моделі





**Рисунок 6.** НДС інтактного плечевого суглоба (а), із I типом (б), II типом (в), III типом (г) пошкодження суглобової губи (нейтральне положення)



**Рисунок 7.** НДС інтактного плечевого суглоба (а), із I типом (б), II типом (в), III типом (г) пошкодження суглобової губи (положення внутрішньої ротації 20°)

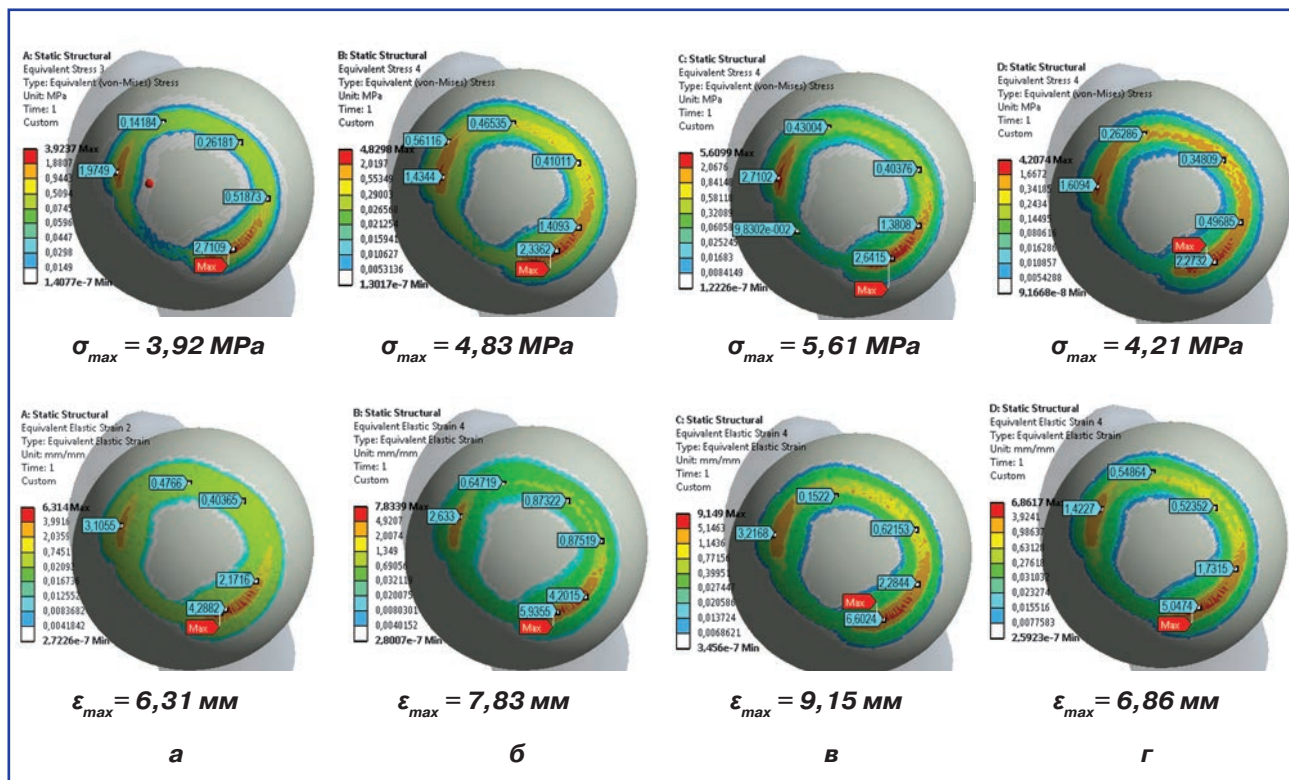


Рисунок 8. НДС інтактного плечового суглоба (а), із I типом (б), II типом (в), III типом (г) пошкодження суглобової губи (положення відведення 60°)

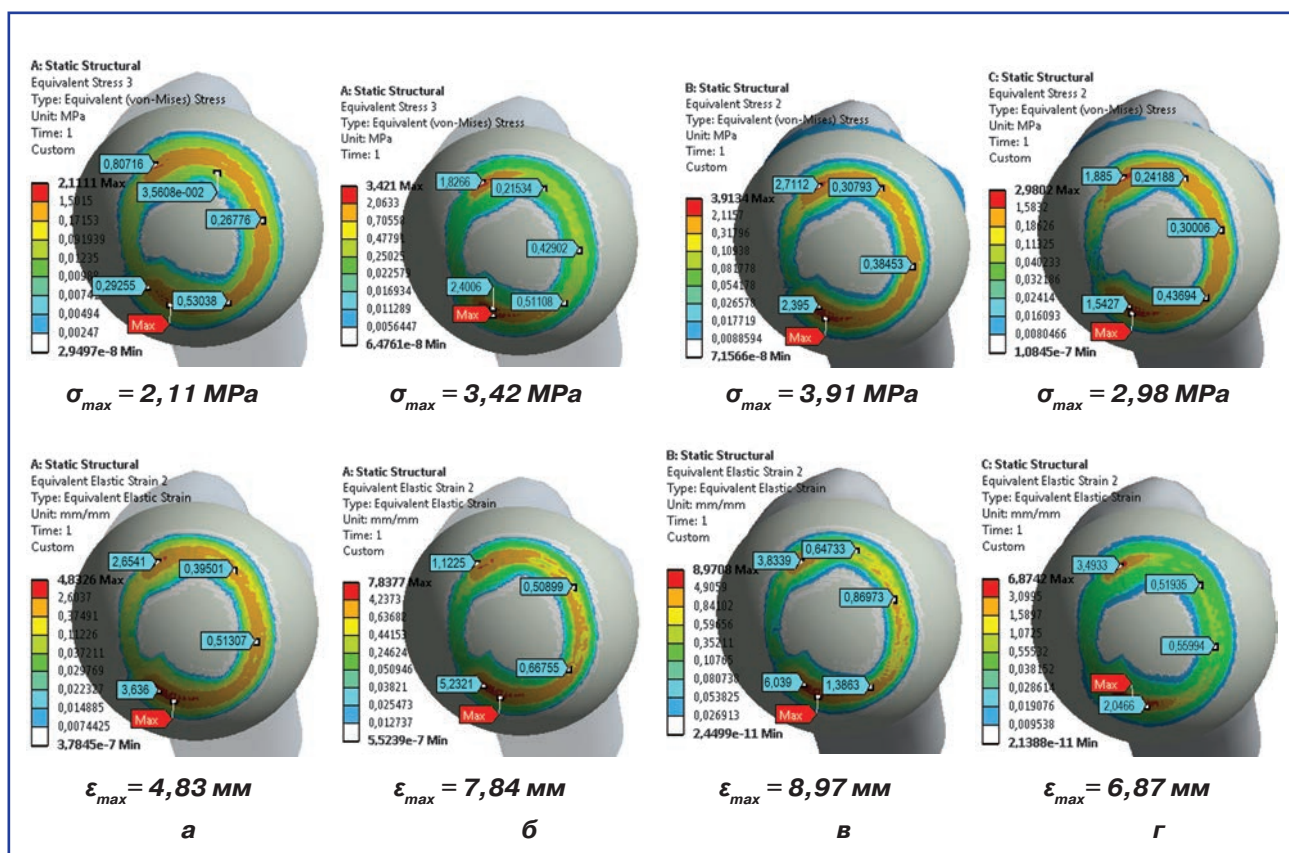
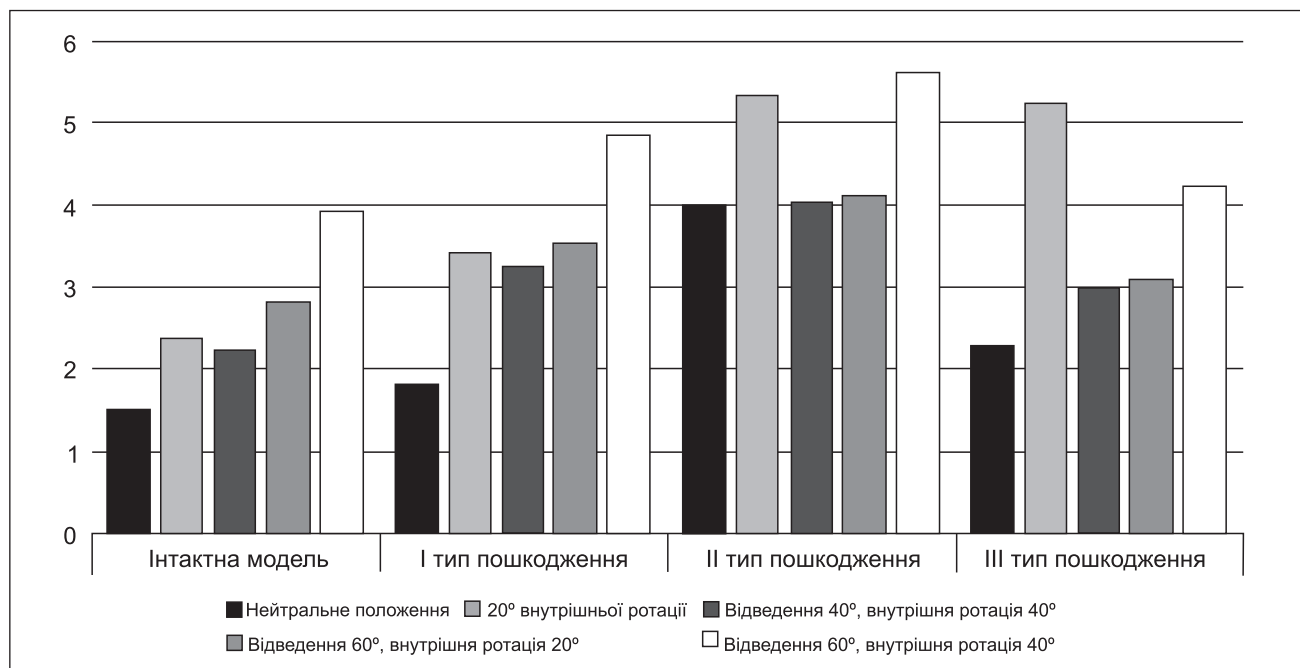


Рисунок 9. НДС інтактного плечового суглоба (а), із I типом (б), II типом (в), III типом (г) пошкодження суглобової губи (положення відведення 60°, внутрішня ротація 40°)





**Рисунок 10. Порівняльний аналіз показників НДС головки плечової кістки**

При відведенні верхньої кінцівки до 60° напруження та деформації на дослідній ділянці головки плеча в інтактному суглобі становлять 2,11 МПа та 4,83 мм, тоді як при пошкодженні II типу збільшуються майже у 2 рази й сягають 3,91 МПа та 8,97 мм (рис. 8). НДС у суглобовій губі лопатки при II типу пошкодження зростає у 20 разів [12].

Високі показники деформацій у зоні пошкодження суглобової губи та суглобового хряща головки демонструють подальше руйнування тканин цієї ділянки.

Найбільші напруження на суглобових структурах виникають при пошкодженнях I та II типів, тоді як при пошкодженнях III типу показники майже не відрізняються від даних в інтактному суглобі.

Напруження та деформації збільшуються і при пошкодженні I типу (в 1,5 рази), тоді як при III типі май-

же не відрізняються від інтактного суглоба та переміщуються в передні відділи (рис. 8, відведення 60°).

Значущі зміни показників НДС на суглобовому хрящі головки плечової кістки спостерігались при пошкодженні суглобової губи I типу в положенні відведення кінцівки до кута 60° та внутрішньої ротації 40°, II типу — в усіх положеннях відведення та ротації кінцівки, III типу — у положенні внутрішньої ротації 20°. Зростання показників НДС відбувалось переважно внаслідок збільшення значень деформацій на суглобовому хрящі головки плечової кістки. Навантаження на передньомедіальну поверхню головки в положенні відведення 20° при III типі пошкодження зростає майже у 2,5 рази (рис. 7г). Це найбільше навантаження на суглобовий хрящ головки при всіх положеннях кінцівки, що досліджувалися.

**Таблиця 2. Зміни напружено-деформованого стану елементів моделі в інтактному ПС та при трьох типах пошкодження суглобової губи для різних положень ПС**

Положення кінцівки	Інтактна модель				I тип пошкодження				II тип пошкодження				III тип пошкодження			
	Напруження (σ, МПа)		Деформації (ε, мм)		Напруження (σ, МПа)		Деформації (ε, мм)		Напруження (σ, МПа)		Деформації (ε, мм)		Напруження (σ, МПа)		Деформації (ε, мм)	
	Губа	Головка	Губа	Головка	Губа	Головка	Губа	Головка	Губа	Головка	Губа	Головка	Губа	Головка	Губа	Головка
Нейтральне	1,47	1,51	0,86	2,61	12,62	1,84	7,52	2,98	45,36	4,0	27,04	8,24	4,68	2,28	1,28	3,6
20° внутрішньої ротації	3,76	2,39	1,28	4,22	5,11	3,44	2,72	5,93	13,96	5,34	8,35	10,40	3,76	5,24	1,28	10,14
Відведення 40°, внутрішня ротація 40°	5,03	2,23	2,96	3,61	27,76	3,24	16,63	5,46	94,82	4,03	5,73	6,77	5,89	2,99	3,17	4,75
Відведення 60°, внутрішня ротація 20°	5,22	2,83	3,07	6,32	27,93	3,52	16,98	7,87	95,31	4,12	56,91	9,22	5,86	3,09	3,07	6,91
Відведення 60°, внутрішня ротація 40°	5,62	3,92	3,31	6,31	29,87	4,83	17,87	7,83	101,68	5,61	60,77	9,15	6,43	4,21	3,31	6,86

Усі типи пошкодження суглобової губи при різних положеннях кінцівки в ПС призводять до значного збільшення показників напружень і деформацій у контактній зоні.

У нейтральному положенні кінцівки пошкодження суглобової губи I типу викликає збільшення напружень на головці на 20 %, II типу — на 260 %, III типу — на 50 % порівняно з інтактною моделлю (рис. 10).

У положенні відведення кінцівки до кута 60° та внутрішньої ротації 40° пошкодження суглобової губи I типу викликає збільшення напружень на головці на 23 %, II типу — на 43 %, III типу — на 7 % порівняно з інтактною моделлю.

Максимальні значення НДС на елементах ПС (суглобова губа, головка плечової кістки) спостерігаються в положенні відведення кінцівки до 60° та внутрішній ротації 40°. В умовах пошкодження суглобової губи II типу відзначається екстремальне зростання показників напружень в усіх положеннях у ПС, як на самій суглобовій губі (у 30 разів), так і на головці плечової кістки (у 2,7 раза).

Найменше зростання НДС на елементах ПС спостерігається в умовах пошкодження суглобової губи III типу.

З огляду на результати дослідження потрібно проводити фіксацію відшарованої ділянки суглобової губи при виявленні цієї патології під час артроскопічного втручання, що дозволить збалансувати показники напружень і деформацій на структурах ПС при здійсненні типових рухів та запобігти подальшому розвитку та прогресуванню дегенеративних змін.

## Висновки

1. Показники НДС на хрящі головки плеча при I типі пошкодження перевищують показники інтактного суглоба на 23 % (4,83 МПа та 7,83 мм проти 3,92 МПа та 6,31 мм), що призводить до підвищеного навантаження на передньомедіальну поверхню хряща плечової кістки.

2. При II типі пошкодження показники напружень і деформацій на хрящі головки плеча зростають у 3 рази під час типових рухів кінцівки, що призводить до прогресуючого руйнування структур ПС та реалізації задньої нестабільності плеча.

3. При пошкодженнях суглобової губи III типу показники НДС порівняно з інтактним суглобом хоча й дещо вищі при деяких положеннях кінцівки, але майже не змінюються.

4. Рухи в ПС, а також збільшення навантаження на верхню кінцівку в умовах пошкодження суглобової губи призводять до зростання показників НДС у зоні контакту, що прискорює процеси руйнації елементів суглобової губи та поверхні хряща з розвитком явищ артрозу.

5. Зростання навантаження на передньомедіальну поверхню головки плечової кістки з концентрацією напружень на суглобовому хрящі при реалізації задньої нестабільності може призводити до утворення зворотного дефекту Хілла — Сакса.

6. Встановлено, що найбільший дисбаланс стабілізуючих структур ПС виникає при відшаруванні суглобової губи та стає критичним при його комбінації з розривом, тоді як сам по собі ізольований розрив не призводить до критичних змін напружень і деформацій на структурах ПС.

7. Доцільно проводити фіксацію відшарованої ділянки суглобової губи при виявленні цієї патології під час артроскопічного втручання. Це дозволить ліквідувати джерело концентрації напружень і деформацій на структурах ПС при виконанні найбільш типових рухів, а також дозволить уникнути раннього розвитку артрозу та задньої нестабільності ПС.

**Конфлікт інтересів.** Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів при підготовці даної статті.

## Список літератури

1. Glenoid cancellous bone strength and modulus / Anglin C., Tolhurst P., Wyss U.P., Oichora D.R. // *Journal of Biomechanics*. — 1999. — 32. — P. 1091-1097.
2. In situ compressive properties of the glenoid labrum / Carey J., Small C.F., Pichora D.R. // *Journal of Biomedical Materials Research*. — 2000. — 51. — P. 711-716.
3. Changes in the long head of the biceps tendon in rotator cuff tear shoulders / Carpenter J.E., Wening J.D., Mell A.G., Langenderfer J.E., Kuhn J.E., Hughes R.E. // *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. — 2005. — 20. — P. 162-165.
4. Finite element analysis of the strain distribution in the humeral head tubercles during abduction: comparison of young and osteoporotic bone / Clavert P., Zerah M., Krier J., Mille P., Kempf J.F., Kahn J.L. // *Surgical and Radiologic Anatomy*. — 2006. — 28. — P. 581-587.
5. Methodology and sensitivity studies for finite element modeling of the inferior glenohumeral ligament complex / Ellis B.J., Debski R.E., Moore S.M., McMahon P.J., Weiss J.A. // *Journal of Biomechanics*. — 2007. — 40. — P. 603-612.
6. Development and validation of a finite element model of the superior glenoid labrum / Gatti C.J., Maratt J.D., Palmer M.L., Hughes R.E., Carpenter J.E. // *Annals of Biomedical Engineering*. — 2010. — 38. — P. 3766-3776.
7. Anisotropy, inhomogeneity, and tension-compression non-linearity of human glenohumeral cartilage in finite deformation / Huang C.Y., Stankiewicz A., Ateshian G.A., Mow V.C. // *Journal of Biomechanics*. — 2005. — 38. — P. 799-809.
8. Tensile properties of the human glenoid labrum / Smith C.D., Masouros S.D., Hill A.M., Wallace A.L., Amis A.A., Bull A.M. // *Journal of Anatomy*. — 2008. — 212. — P. 49-54.
9. Kim's lesion: an incomplete and concealed avulsion of the posteroinferior labrum in posterior or multidirectional posteroinferior instability of the shoulder / Kim S.H., Ha K.I., Yoo J.C., Noh K.C. // *Arthroscopy*. — 2004. — 20. — P. 712-720.
10. The POLPSA lesion: MR imaging findings with arthroscopic correlation in patients with posterior instability / Yu J.S., Ashman C.J., Jones G. // *Skeletal Radiol.* — 2002. — 31. — P. 396-399.
11. Imaging Signs of Posterior Glenohumeral Instability / Nehal Shah, Glenn A. Tung // *American Journal of Roentgenology*. — 2009. — 192. — P. 730-735. 10.2214/AJR.07.3849
12. Аналіз змін напружено-деформованого стану в суглобовій губі лопатки в умовах різних типів її пошкодження / Лазарев І.А., Страфун С.С., Ломко В.М., Скибан М.В. // *Травма*. — 2017. — Т. 18, № 3. — С. 27-37.

Отримано 14.02.2018 ■



Лазарев И.А., Ломко В.М., Страфун С.С., Скибан М.В.  
 ГУ «Институт травматологии и ортопедии НАМН Украины», г. Киев, Украина

### Сравнительный анализ изменений напряженно-деформированного состояния на хряще головки плечевой кости в условиях разных типов повреждения суставной губы лопатки

**Резюме. Актуальность.** Повреждение суставной губы лопатки является довольно распространенной проблемой плечевого сустава. Локализация в области задней порции суставной губы в зависимости от типа ее повреждения значительно увеличивает нагрузку на суставной хрящ, что приводит к развитию и прогрессированию дегенеративных изменений в плечевом суставе, ускорению развития артроза и реализации задней нестабильности плеча. Такая ситуация нацеливает хирурга на определение тактики оперативного вмешательства, направленной на разгрузку поврежденного участка и устранение биомеханического дисбаланса. **Цель.** Изучение клинически значимых повреждений суставной губы лопатки в зависимости от типа ее повреждения на основе биомеханического анализа изменений напряженно-деформированного состояния (НДС) хряща головки плечевой кости и обоснование тактики лечения этих повреждений. **Материалы и методы.** Расчеты НДС элементов плечевого сустава проведены методом конечных элементов. На основе СКТ-сканов интактного плечевого сустава с помощью программного пакета Mimics воссоздана пространственная геометрия плечевого сустава. Средствами Solid Works созданы имитационные компьютерные 3D-модели интактного плечевого сустава и сустава с тремя типами повреждений суставной губы. Показатели НДС регистрировали на структурах плечевого сустава при различных значениях угла отведения и ротации плечевой кости (нейтральное, отведение верхней конечности на 0–20–40–60°, внутренняя ротация 0–20–40° и комбинация этих движений). Критериями оценки НДС были контактные напряжения по Мизису и максимальные деформации. **Результаты.** Все типы повреждений суставной губы, при различных положениях конечности в плечевом суставе, приводят к значительному увеличению показателей напряжений и деформаций в контактной зоне. В нейтральном по-

ложении конечности повреждение суставной губы I типа вызывает увеличение напряжений на головке на 20 %, II типа — на 260 %, III типа — на 50 % по сравнению с интактной моделью. В положении отведения конечности до угла 60° и внутренней ротации 40° повреждение суставной губы I типа вызывает увеличение напряжений на головке на 23 %, II типа — на 43 %, III типа — на 7 % по сравнению с интактной моделью. Максимальные значения НДС на элементах плечевого сустава (суставная губа, головка плечевой кости) наблюдаются в положении отведения конечности 60° и внутренней ротации 40°. В условиях повреждения суставной губы II типа отмечается экстремальный рост показателей напряжений во всех положениях в плечевом суставе, как на самой суставной губе (в 30 раз), так и на головке плечевой кости (в 2,7 раза). Наименьший рост НДС на элементах плечевого сустава наблюдается в условиях повреждения суставной губы III типа. **Выводы.** Выявлено, что наибольший дисбаланс стабилизирующих структур плечевого сустава возникает при отслойке суставной губы и становится критическим при его комбинации с разрывом, тогда как сам по себе изолированный разрыв не приводит к критическим изменениям значений напряжений и деформаций на структурах плечевого сустава. Целесообразно проводить фиксацию отслоившегося участка суставной губы при выявлении этой патологии во время артроскопического вмешательства, что позволит сбалансировать показатели напряжений и деформаций на структурах плечевого сустава при осуществлении наиболее типичных движений. Эта процедура позволит избежать раннего развития артроза и задней нестабильности плечевого сустава.

**Ключевые слова:** плечевой сустав; хрящ головки плечевой кости, суставная губа лопатки; задняя нестабильность; конечнo-элементное моделирование; напряжения и деформации

I.A. Lazarev, V.M. Lomko, S.S. Strafun, M.V. Skiban  
 State Institution "Institute of Traumatology and Orthopaedics of the NAMS of Ukraine", Kyiv, Ukraine

### Comparative analysis of stress-strain changes at the humeral head cartilage in different types of glenoidlabrum injuries

**Abstract. Background.** The glenoid labrum injury is a fairly common problem in the shoulder. Localization in posterior glenoid labrum depending on the type of its damage significantly increases the load on the articular cartilage, which leads to the development and progression of degenerative changes of the humeral cartilage, aggravation of arthritis and posterior glenohumeral instability. Such situation focuses the surgeon on determining the surgical strategy aimed at unloading the affected area and eliminating biomechanical imbalance. The purpose was to study clinically significant damages of the glenoid labrum depending on its type at the basis of biomechanical analysis of stress-strain changes of the humeral head cartilage and grounding the treatment strategy. **Materials and methods.** Calculations of the stress-strain state of the humeral cartilage elements were carried out by the finite element method. Based on the computed tomography scans of the intact shoulder, the spatial geometry of the shoulder was reconstructed using the Mimics software package. SolidWorks simulated computer 3D models of the intact shoulder and joint with three types of glenoid labrum damages were created. The stress-strain state has been registered at the glenohumeral structures for different angles of humeral abduction and rotation (neutral, 0–20–40–60° abduction, 0–20–40° internal rotation and a combination of these movements). The criteria for assessing were contact stress by von Mises and maximum strain. **Results.** All types of the glenoid labrum damages at various upper extremity abduction and rotation positions lead to a significant increase in stress and strain at the contact

zone. In the neutral position, type I of glenoid labrum damage causes an increase by 20 % in stress on the humeral head cartilage, type II — by 260 % and type III — by 50 % compared to the intact model. In the extremity abduction position to 60° and internal rotation to 40°, type I of glenoid labrum causes an increase in stress on the humeral head cartilage by 23 %, type II — by 43 % and type III — by 7 % compared with the intact model. The maximum values of stress-strain state in the elements of the glenohumeral joint (labrum, humeral head) are observed in the position of the upper extremity abduction to 60° and internal rotation to 40°, higher than in the neutral position. There is an extreme increase in the stress values at the glenoid labrum (30 times) and humeral head cartilage (2.7 times) in all upper extremity positions. The least increase in stress-strain state is observed in type III glenoid labrum damage. **Conclusions.** It was revealed that the greatest imbalance in the stabilizing structures of the glenohumeral joint arises when the glenoid labrum is detached and becomes critical when combined with a rupture, while the rupture itself does not lead to critical changes in stress and strain values on the structures of the glenohumeral joint. It is rational to fix exfoliated part of the labrum when that disorder is detected during arthroscopic intervention, this leads to balance of loading at the joint structures during the most typical movements. Such procedure allows avoiding the early development of arthritis and posterior instability of the joint.

**Keywords:** glenohumeral joint; humeral head cartilage; glenoid labrum; posterior instability; finite element modeling; stress and strains