

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

## Аналіз змін напружено-деформованого стану в суглобовій губі лопатки в умовах різних типів її пошкодження

**Резюме. Актуальність.** Пошкодження суглобової губи лопатки є досить поширеною проблемою плечового суглоба. Наявність цієї патології в ділянці задньої порції суглобової губи залежно від типу її пошкодження значно збільшує показники напружень 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 дослідження** — вивчення клінічно значимих пошкоджень суглобової губи лопатки залежно від типу її пошкодження на основі біомеханічного аналізу змін напружено-деформованого стану (НДС) контактних поверхонь плечового суглоба та обґрунтування тактики лікування цих пошкоджень. **Матеріали та методи.** Розрахунки НДС елементів плечового суглоба методом скінченних елементів були проведені на основі СКТ-сканів інтактного плечового суглоба за допомогою програмного пакета Mimics в автоматичному та напівавтоматичному режимах, відтворена просторова геометрія плечового суглоба. Засобами SolidWorks створені імітаційні комп'ютерні 3D-моделі інтактного плечового суглоба та з трьома типами пошкоджень суглобової губи. Вивчали НДС 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 напруження за Мізісом, контактні напруження та максимальні деформації. **Результати.** Усі типи пошкоджень суглобової губи при різних положеннях кінцівки в плечовому суглобі призводять до значного збільшення показників напружень та деформацій у контактній зоні. У нейтральному положенні кінцівки пошкодження суглобової губи I типу викликає збільшення напружень на губі у 8 разів, II типу — у 30 разів, III типу — у 3 рази порівняно з інтактною моделлю. У положенні відведення кінцівки до кута 60° та внутрішньої ротації 40° пошкодження суглобової губи I типу викликає збільшення напружень на губі в 5 разів, II типу — у 18 разів, III типу — на 14 % порівняно з інтактною моделлю. Максимальні значення НДС на елементах плечового суглоба (суглобова губа, головка плечової кістки) спостерігаються в положенні відведення кінцівки до 60° та внутрішньої ротації 40°, і вони вищі, ніж у нейтральному положенні кінцівки. В умовах пошкодження суглобової губи II типу спостерігається 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). Із збільшенням кута відведення та внутрішньої ротації в суглобі значення НДС на самій суглобовій губі значно збільшуються (у 18 разів), сягаючи значень напружень 101,68 МПа та деформацій 60,77 мм у положенні відведення кінцівки до 60° та при внутрішній ротації 40°. Зростають показники НДС і на головці плечової кістки (в 1,4 раза). **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 напруження та деформації на структурах плечового суглоба. Доцільно проводити фіксацію відшарованої ділянки суглобової губи при виявленні цієї патології під час артроскопічного втручання, що дозволить збалансувати напруження та деформації на структурах плечового суглоба при здійсненні найбільш типових рухів. Ця процедура дозволить уникнути раннього розвитку артрозу та задньої нестабільності плечового суглоба.

**Ключові слова:** плечовий суглоб; суглобова губа лопатки; задня нестабільність; скінченно-елементне моделювання; напруження і 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. Поєднання цих важливих факторів обумовлює терміни функціонування структур ПС та його стабільність в умовах повсякденного навантаження. Неврахування їх призводить до досить швидкого розвитку та прогресування дегенеративних змін у плечовому суглобі та розвитку реалізованої задньої нестабільності. В умовах поєднаного 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. Так, край дефекту пошкодженої губи становить собою місце концентрації локальних напружень і деформацій за рахунок 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 гленіодальної западини збільшує напруження на структурах ПС. Залежно від типу пошкодження губи в умовах рухів у плечовому суглобі та 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 значимих пошкоджень суглобової губи лопатки на основі біомеханічного аналізу змін напружено-деформованого стану (НДС) контактних поверхонь ПС та обґрунтування тактики лікування цих пошкоджень.

## Матеріали та методи

На основі СКТ-сканів інтактного плечового суглоба за допомогою програмного пакета Mimics у автоматичному та напівавтоматичному режимах відтворена просторова геометрія ПС (рис. 1). Засобами SolidWorks створені імітаційні комп'ютерні 3D-моделі інтактного плечового суглоба та 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 (I 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 (табл. 1).



**Рисунок 1. Відтворення просторової геометрії моделі ПС**

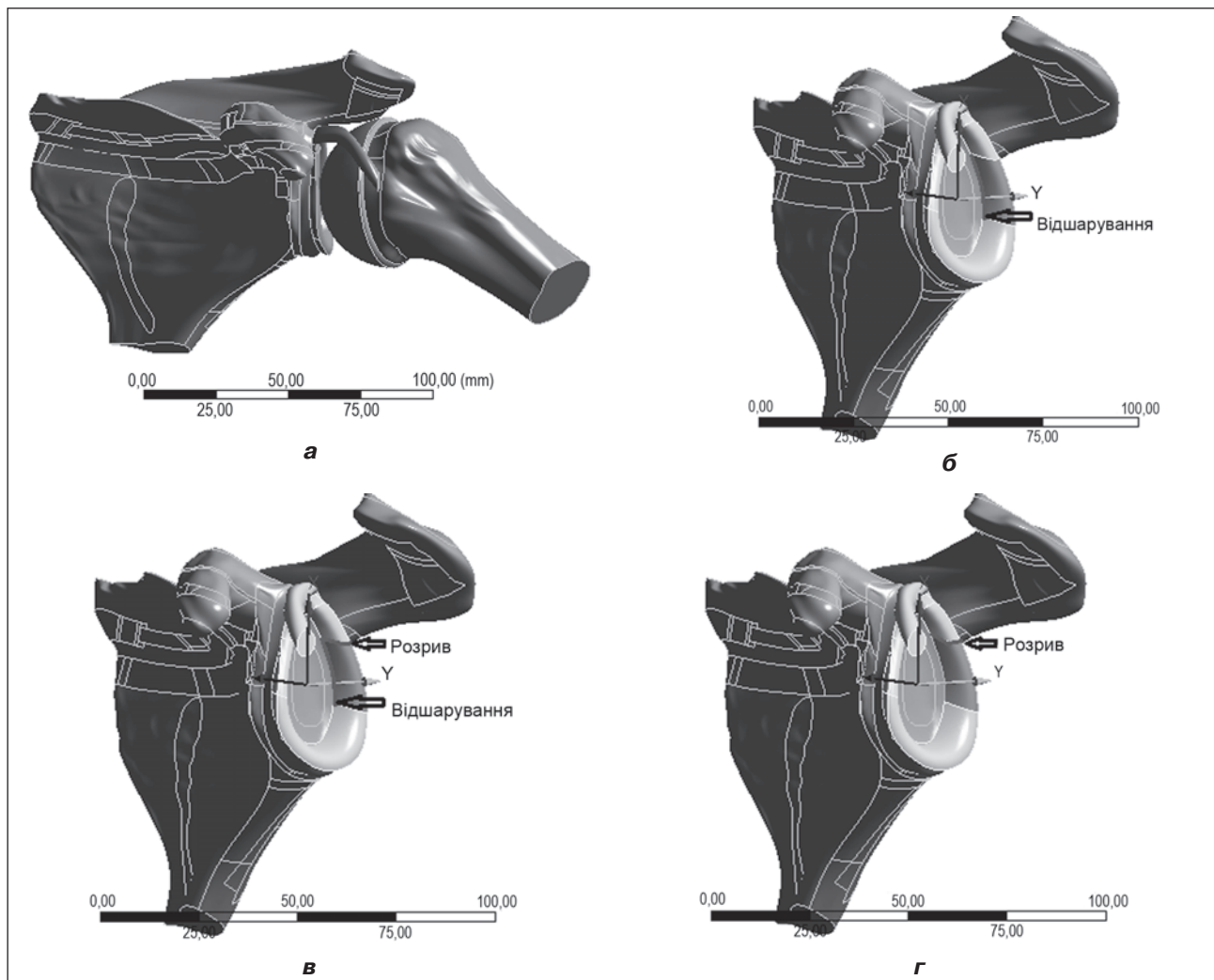
При розрахунках розглянутої біомеханічної системи методом скінченних елементів були прийняті такі основні гіпотези і припущення:

— 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 плечового суглоба подана на рис. 3. Модель закріплювали по всій поверхні лопатки та прикладали силу 55 Н на плечову кістку, направлену в центр суглобової западини.

Підготовлена засобами SolidWorks 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 та деформацій залежно від типу



**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	0,66 МПа	5, 7
		$\rho$	1075 кг/м <sup>3</sup>	6
		$\nu$	0,08	5
		$\rho$	1225 кг/м <sup>3</sup>	6
Суглобова губа	Зворотно ізотропний, гіпереластичний	C1	1,142 МПа	8
		C3	0,05 МПа	8
		C4	36	8
		C5	60,5 МПа	8
		$\lambda^*$	1,138	8
		$\rho$	1225 кг/м <sup>3</sup>	6
Сухожилля біцепса	Ізотропний гіпереластичний	C1	0,138 МПа	3
		C3	0,002 МПа	3
		C4	0,061 МПа	3
		C5	0,641 МПа	3
		$\lambda^*$	1,100	3
Гленоїдальний компонент	Ізотропний еластичний	E	1,7 МПа	6, 2
		$\rho$	1075 кг/м <sup>3</sup>	6
		$\nu$	0,018	6
Гленоїдальна западина	Жорсткий	E	100 МПа	1

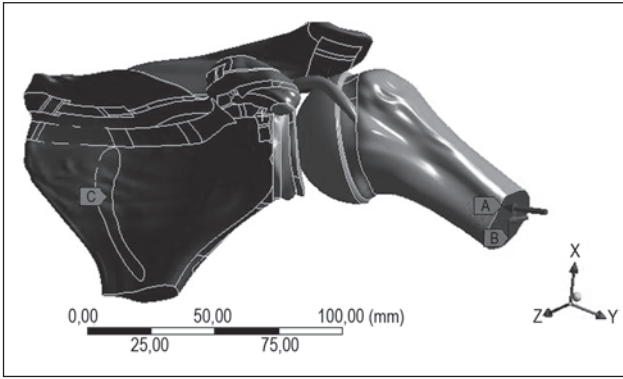


Рисунок 3. Розрахункова модель

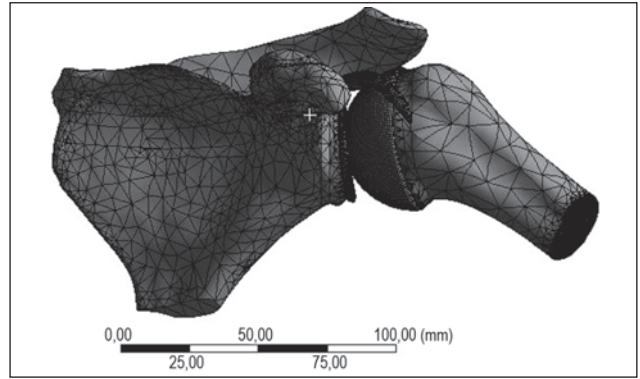


Рисунок 4. Скінченно-елементна модель

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).

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

За результатами розрахунків було встановлено, що залежно від типу пошкодження губи та при зміні положення кінцівки розподіл напружень суттєво змінюється (табл. 2). Так, максимальні показники напружень для інтактного суглоба при нейтральному положенні не перевищують 1,47 МПа (суглобова губа) і зосереджені на поверхні западини та головки рівномірно. Показники максимальних деформацій не перевищують 0,86 мм і в основному зосереджені на суглобовій губі, що є більш еластичною (рис. 6а). Показники НДС інтактною моделі прийняті як референтні для подальшого порівняльного аналізу.

У випадку пошкодження I типу при нейтральному положенні максимальні показники напружень сягають значень 12,62 МПа в зоні пошкодження суглобової губи, максимальні деформації збільшуються до значення 7,52 мм і також зосереджені в зоні пошкодження

суглобової губи (рис. 6б). При пошкодженнях II типу максимальні показники напружень значно зростають — до 45,36 МПа в зоні пошкодження суглобової губи, деформації також значно збільшуються, сягаючи значення 27,04 мм (рис. 6в).

При пошкодженні суглобової губи III типу максимальні показники напружень менші, ніж значення при пошкодженнях I та II типів, — 4,68 МПа, із локалізацією в ділянці, що примикає до зони пошкодження. Спостерігається зміщення максимальних деформацій у передньоверхню ділянку суглобової губи з показником 1,28 мм, хоча власне в зоні розриву суглобової губи показники не перевищують значення 0,41 мм (рис. 6г).

При здійсненні найбільш типових рухів у плечовому суглобі (відведення та ротація) показники напружень та деформацій значно зростають. Так, при внутрішній ротації верхньої кінцівки до 40° напруження в інтактному суглобі не перевищують 2,90 МПа, а деформації — 1,28 мм (рис. 7а). При пошкодженні суглобової губи I типу показники напружень зростають незначно — 4,68 МПа, а деформації зростають у 2 рази, сягаючи значення 2,53 мм (рис. 7б). При пошкодженні II типу показники НДС зростають у більше ніж 6 разів і становлять 17,95 МПа та 10,67 мм відповідно (рис. 7в), тоді як при III типі зовсім не відрізняються від даних, що зафіксовані в інтактному суглобі (рис. 7г).

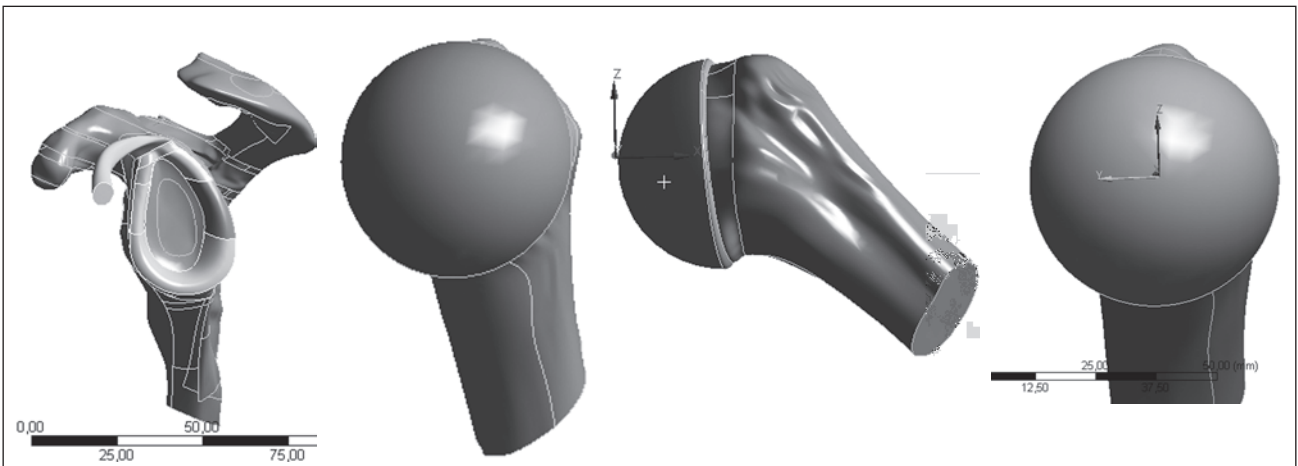
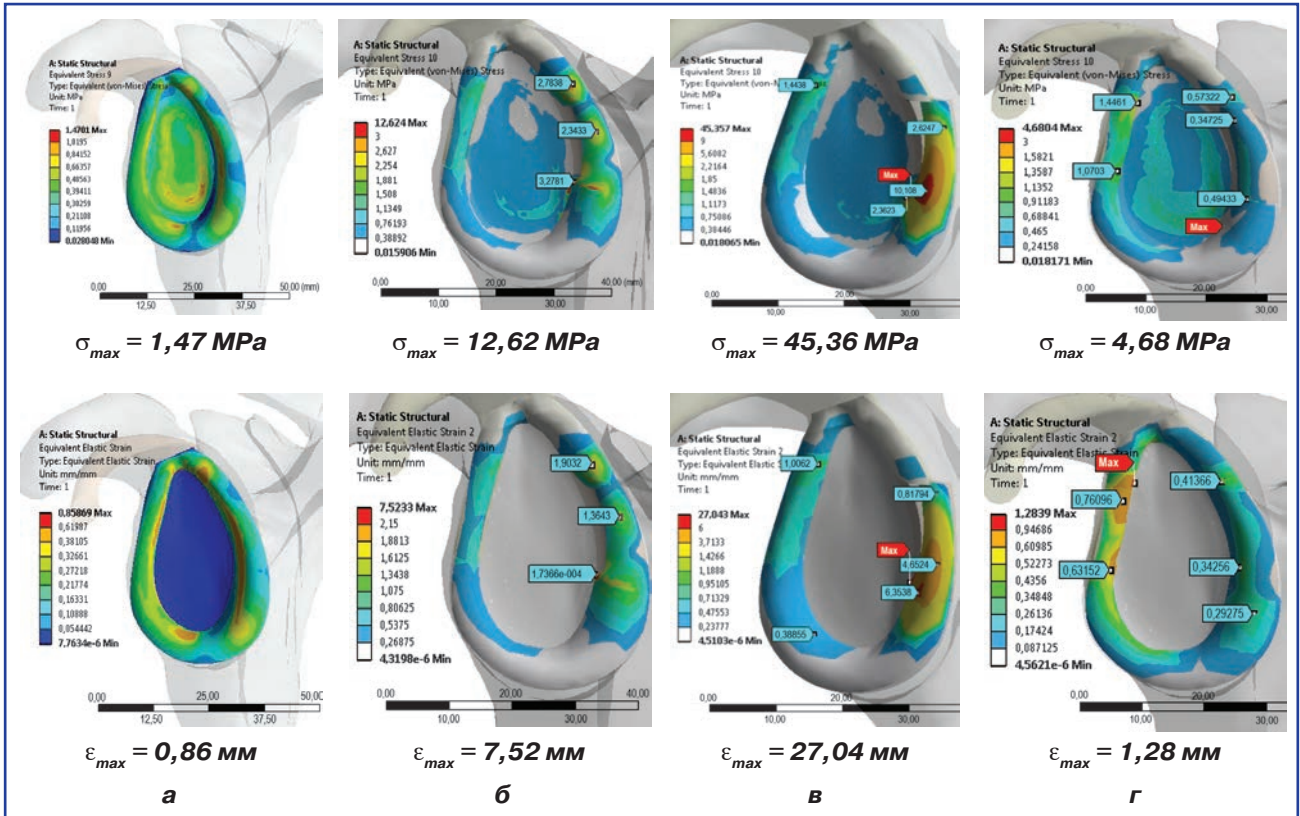
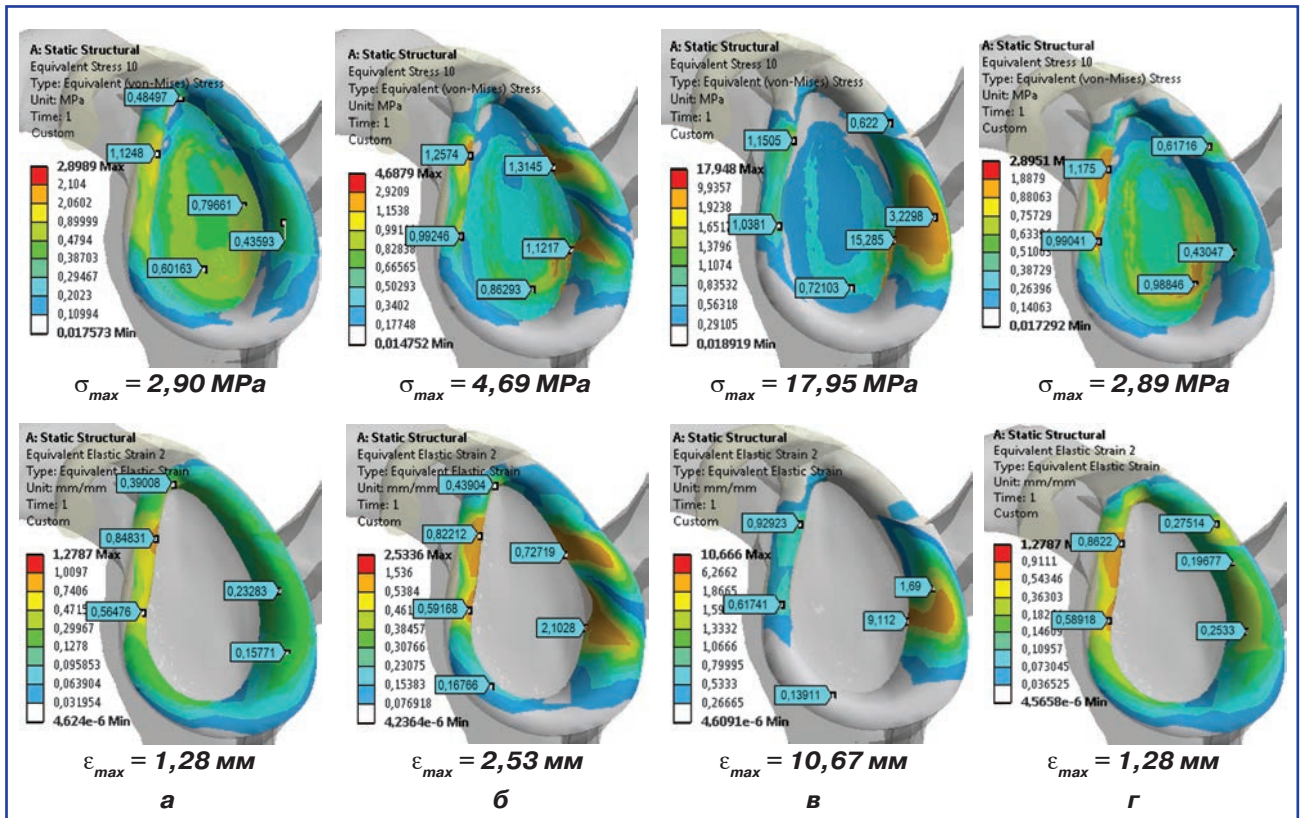


Рисунок 5. Положення моделі



**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 – 40°)

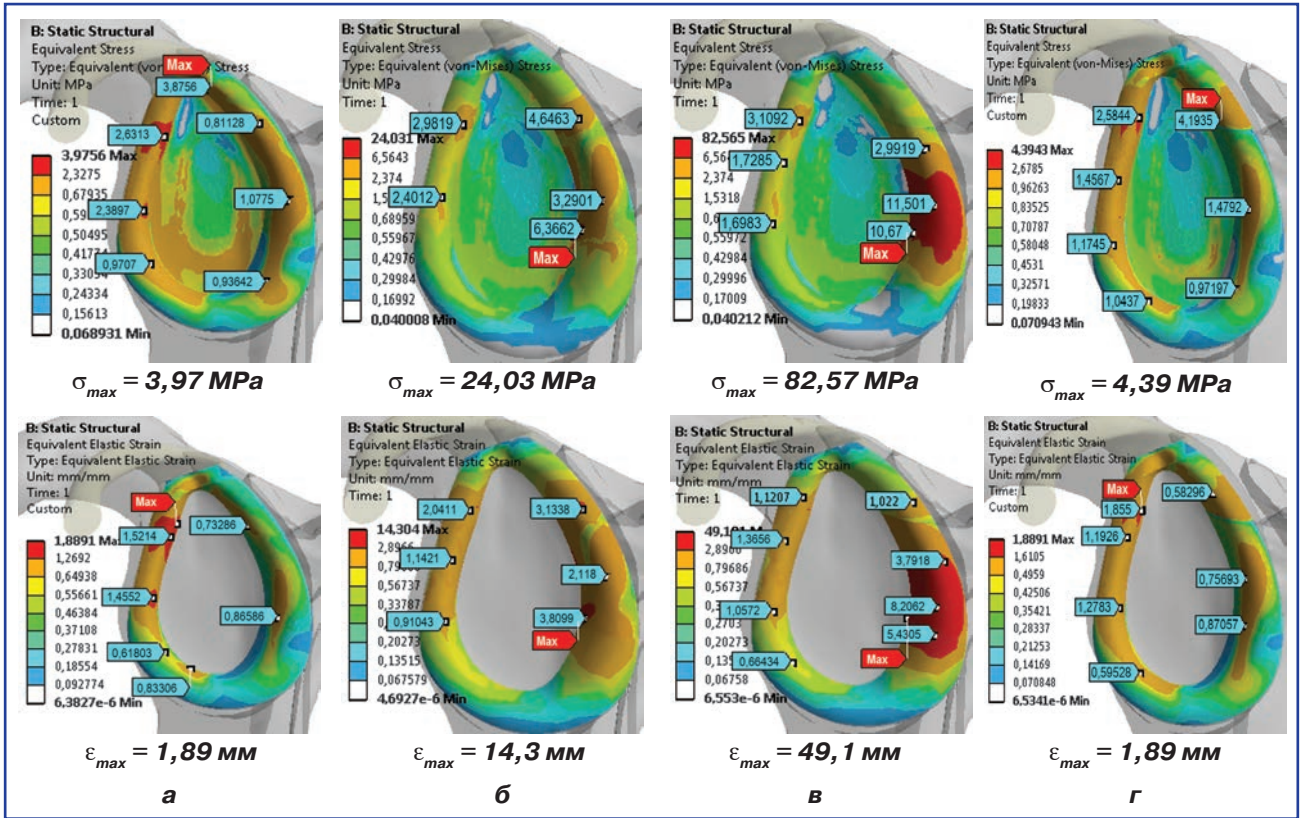


Рисунок 8. НДС інтактного плечевого суглоба (а), із I типом (б), II типом (в), III типом (г) пошкодження суглобової губи (положення відведення – 60°)

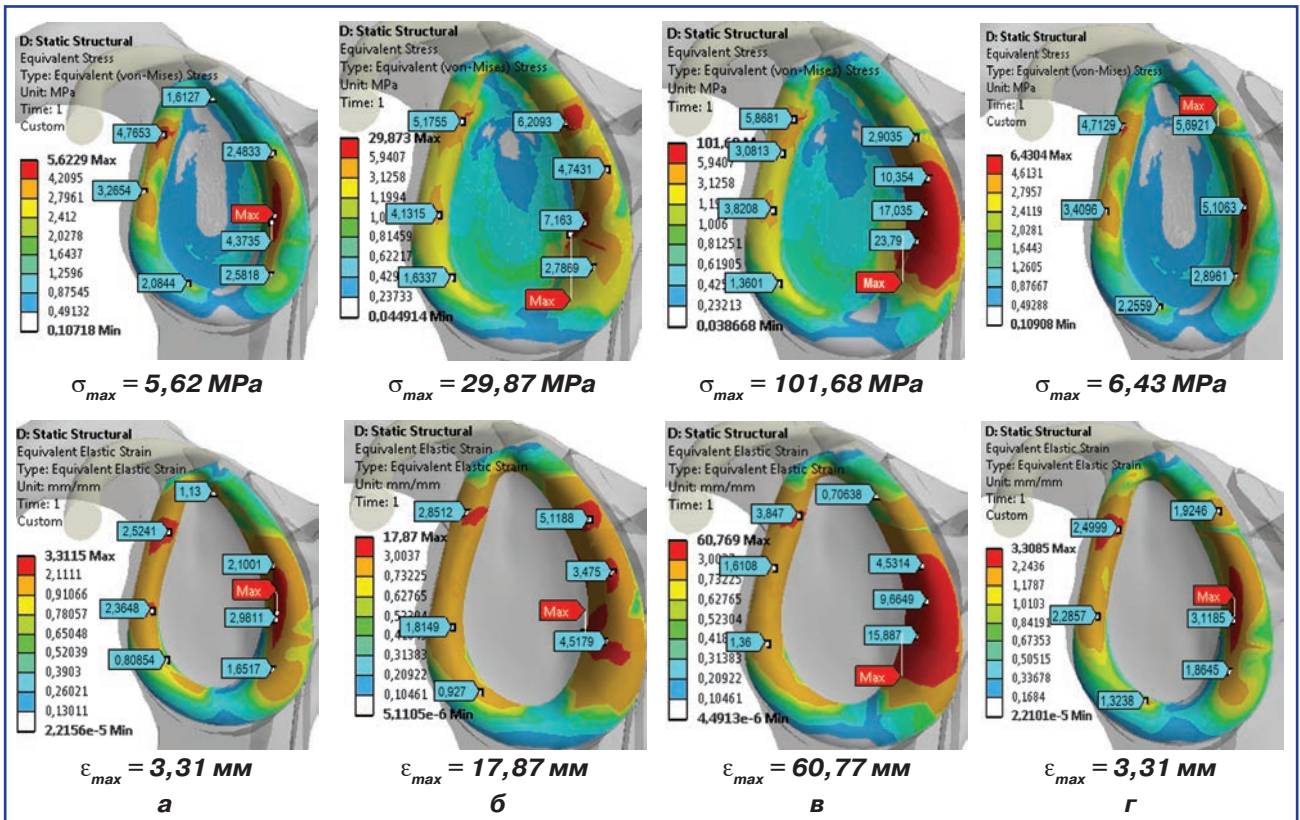


Рисунок 9. НДС інтактного плечевого суглоба (а), із I типом (б), II типом (в), III типом (г) пошкодження суглобової губи при відведенні до 60° та внутрішній ротації 40° в плечовому суглобі

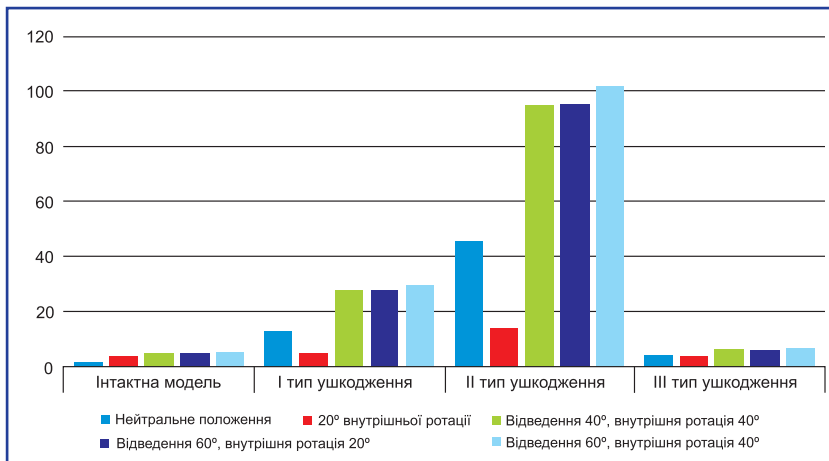


Рисунок 10. Порівняльний аналіз показників НДС суглобової губи лопатки

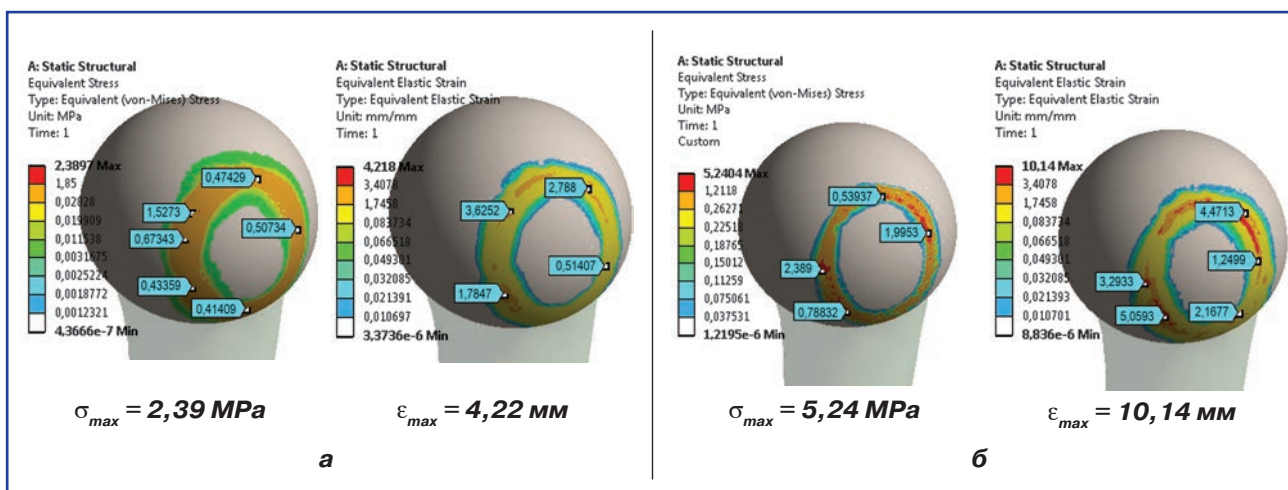


Рисунок 11. НДС головки плечової кістки інтактного плечового суглоба в положенні відведення 20° (а) та при III типі пошкодження суглобової губи при відведенні до 20° (б)

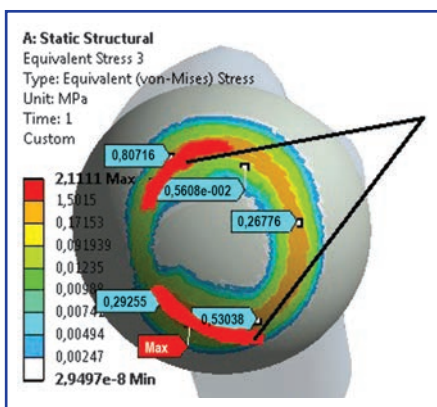


Рисунок 12. Ділянки концентрації напружень на поверхні суглобового хряща головки плечової кістки

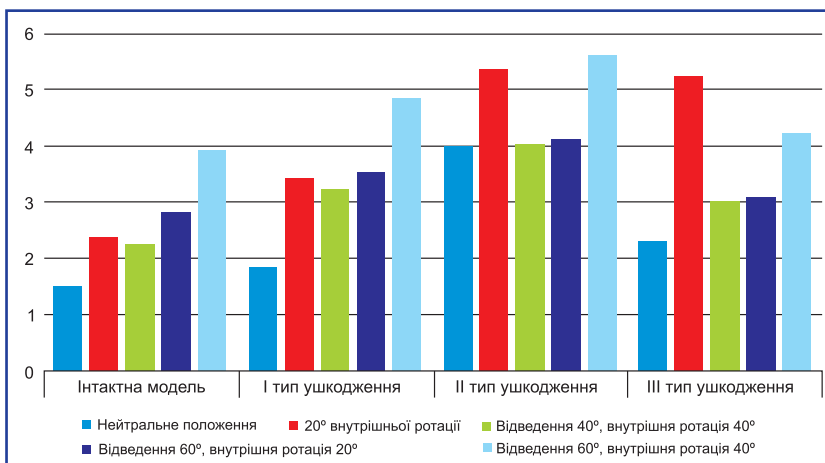


Рисунок 13. Порівняльний аналіз показників НДС головки плечової кістки

Таблиця 2. Зміни напружено-деформованого стану суглобової губи лопатки в інтактному суглобі та при 3 типах пошкодження губи в різних положеннях плечового суглоба

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

При відведенні верхньої кінцівки до 60° напруження та деформації на дослідній ділянці губи в інтактному суглобі становлять 3,97 МПа та 1,89 мм, тоді як при пошкодженні II типу збільшуються у 20 разів й сягають 82,57 МПа та 49,10 мм (рис. 8).

Високі показники деформацій у зоні пошкодження суглобової губи 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 й при пошкодженні I типу (у 6 разів), тоді як при III типі майже не відрізняються від інтактного суглоба та переміщуються в передні відділи (рис. 8, відведення 60°).

Максимальні показники напружень та деформацій були виявлені при відведенні до 60° та внутрішній ротації 40° у плечовому суглобі при пошкодженні II типу та становили 101,68 МПа і 60,77 мм (рис. 9), дані, що зафіксували при I типі, також були значні — 29,87 МПа та 17,87 мм, дані при III типі пошкодження традиційно майже не відрізнялися від даних інтактного суглоба — 6,43 МПа та 3,31 мм.

Значимі 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 за рахунок 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 раза (рис. 11). Це найбільше навантаження на суглобовий хрящ головки при усіх положеннях кінцівки, що досліджувалися. Ділянки концентрації контактних напружень на поверхні суглобового хряща головки плечової кістки подано на рис. 12.

## Обговорення

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

У нейтральному положенні кінцівки пошкодження суглобової губи I типу викликає збільшення напружень на губі у 8 разів, II типу — у 30 разів, III типу — у 3 рази порівняно з інтактною моделлю.

У положенні відведення кінцівки до кута 60° та внутрішньої ротації 40° пошкодження суглобової губи I типу викликає збільшення напружень на губі в 5 разів, II типу — у 18 разів, III типу — на 14 % 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°, та вони вищі, ніж у нейтральному положенні кінцівки. В умовах пошкодження суглобової губи II типу відмічається 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). Із збільшенням кута відведення та внутрішньої ротації в суглобі значення НДС на самій суглобовій губі значно збільшуються (у 18 разів), сягаючи значень напружень 101,68 МПа та деформації 60,77 мм у положенні відведення кінцівки до 60° та внутрішній ротації 40°. Зростають показники НДС і на головці плечової кістки (у 1,4 раза).

Найменше зростання НДС на елементах плечового суглоба 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 напруження та деформації на структурах плечового суглоба при здійсненні найбільш типових рухів.

## Висновки

1. Показники НДС на суглобовій губі лопатки при I типі пошкодження в 5 разів перевищують показники інтактного суглоба (29,87 МПа та 17,87 мм проти 5,62 МПа та 3,31 мм), що призводить до подальшого руйнування статичних стабілізаторів суглоба з розвитком пошкодження II типу.

2. При II типі пошкодження показники напружень та деформацій на суглобовій губі лопатки під час типових рухів кінцівки зростають у десятки разів, що призводить до прогресуючого руйнування структур плечового суглоба 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 плечовому суглобі, 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 оберненого дефекту Хілл — Сакса.

6. Установлено, 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 напружень та деформацій на структурах плечового суглоба.

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

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

## Список літератури

1. Anglin C., Tolhurst P., Wyss U.P., Oichora D.R. *Glenoid cancellous bone strength and modulus // Journal of Biomechanics.* — 1999. — 32. — P. 1091-1097.
2. Carey J., Small C.F., Pichora D.R. *In situ compressive properties of the glenoid labrum // Journal of Biomedical Materials Research.* — 2000. — 51. — P. 711-716.
3. Carpenter J.E., Wening J.D., Mell A.G., Langenderfer J.E., Kuhn J.E., Hughes R.E. *Changes in the long head of the biceps tendon in rotator cuff tear shoulders // Clinical Biomechanics (Bristol, Avon).* — 2005. — 20. — P. 162-165.
4. Clavert P., Zerah M., Krier J., Mille P., Kempf J.F., Kahn J.L. *Finite element analysis of the strain distribution in the humeral head tubercles during abduction: comparison of young and osteoporotic bone // Surgical and Radiologic Anatomy.* — 2006. — 28. — P. 581-587.
5. Ellis B.J., Debski R.E., Moore S.M., McMahon P.J., Weiss J.A. *Methodology and sensitivity studies for finite element modeling of the inferior glenohumeral ligament complex // Journal of Biomechanics.* — 2007. — 40. — P. 603-612.
6. Gatti C.J., Maratt J.D., Palmer M.L., Hughes R.E., Carpenter J.E. *Development and validation of a finite element model of the superior glenoid labrum // Annals of Biomedical Engineering.* — 2010. — 38. — P. 3766-3776.
7. Huang C.Y., Stankiewicz A., Ateshian G.A., Mow V.C. *Anisotropy, inhomogeneity, and tension-compression non-linearity of human glenohumeral cartilage in finite deformation // Journal of Biomechanics.* — 2005. — 38. — P. 799-809.
8. Smith C.D., Masouros S.D., Hill A.M., Wallace A.L., Amis A.A., Bull A.M. *Tensile properties of the human glenoid labrum // Journal of Anatomy.* — 2008. — 212. — P. 49-54.
9. Kim S.H., Ha K.I., Yoo J.C., Noh K.C. *Kim's lesion: an incomplete and concealed avulsion of the posteroinferior labrum in posterior or multidirectional posteroinferior instability of the shoulder // Arthroscopy.* — 2004. — 20. — P. 712-720.
10. Yu J.S., Ashman C.J., Jones G. *The POLPSA lesion: MR imaging findings with arthroscopic correlation in patients with posterior instability // Skeletal Radiol.* — 2002. — 31. — P. 396-399.

Отримано 28.04.2017 ■

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

### Анализ изменения напряженно-деформированного состояния в суставной губе лопатки в условиях разных типов ее повреждения

**Резюме. Актуальность.** Повреждение суставной губы лопатки является достаточно распространенной проблемой плечевого сустава. Наличие этой патологии в области задней порции суставной губы в зависимости от типа ее повреждения значительно увеличивает показатели напряжений на суставной хрящ, что ведет к развитию и прогрессированию дегенеративных изменений в плечевом суставе, ускорению 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 исследования** — изучение клинически значимых повреждений суставной губы лопатки в зависимости от типа ее повреждения на основе биомеханического анализа изменения напряженно-деформированного состояния (НДС) контактных поверхностей плечевого сустава и обоснование тактики лечения этих повреждений. **Материалы и методы.** Расчеты НДС элементов плечевого сустава методом конечных элементов были проведены на основе СКТ-сканов интактного плечевого сустава с помощью программного пакета Mimics в автоматическом и полуавтоматическом режимах, воспроизведена пространственная геометрия плечевого сустава. Средствами SolidWorks созданы имитационные компьютерные 3D-модели интактного плечевого сустава и с тремя типами повреждения суставной губы. Изучали НДС 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 напряжение по Мизису, контактные напряжения и максимальные деформации. **Результаты.** Все типы повреждения суставной губы при различных положениях конечности в плечевом суставе приводят к значительному увеличению показателей напряжений и деформаций в контактной зоне. В нейтральном положении конечности повреждение суставной

губы I типа вызывает увеличение напряжений на губе в 8 раз, II типа — в 30 раз, III типа — в 3 раза 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 губе в 5 раз, II типа — в 18 раз, III типа — на 14 % по сравнению с интактной моделью. Максимальные значения НДС на элементах плечевого сустава (суставная губа, головка плечевой кости) наблюдаются в положении отведения конечности до 60° и внутренней ротации 40°, и они выше, чем в нейтральном положении конечности. В условиях повреждения суставной губы II типа наблюдается экстремальное увеличение показателей напряжений во всех положениях в плечевом суставе, как на самой суставной губе (в 30 раз), так и на головки плечевой кости (в 2,7 раза). С увеличением угла отвода и внутренней ротации в суставе значение НДС на самой суставной губе значительно увеличиваются (в 18 раз), достигая значений напряжений 101,68 МПа и деформаций 60,77 мм в положении отведения конечности до 60° и внутренней ротации 40°. Увеличиваются показатели НДС и на головке плечевой кости (в 1,4 раза). **Выводы.** Выявлено, что наибольший дисбаланс стабилизирующих структур плечевого сустава возникает при отслоении суставной губы и становится критическим при его комбинации с разрывом, тогда как сам по себе разрыв не приводит к критическим изменениям напряжения и деформации на структурах плечевого сустава. Целесообразно проводить фиксацию отслоившегося участка суставной губы при выявлении этой патологии во время артроскопического вмешательства, что позволит сбалансировать напряжение и деформации 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; суставная губа лопатки; задняя нестабильность; конечно-элементное моделирование; напряжение и деформации

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

### Analysis of changes of stress-strain state in scapula labrum in different types of its damage

**Abstract. Background.** Damage to the glenoid labrum is a fairly common problem in the humeral cartilage. The presence of this pathology in posterior glenoid labrum and the type of its damage significantly increases the stress indices on the articular cartilage, which leads to the development and progression of degenerative changes of the humeral cartilage, acceleration of arthrosis and the realization of posterior humerus instability. This situation focuses the surgeon on determining the surgery strategy, aimed

at unloading the damaged area and eliminating biomechanical imbalance. The purpose was to study the clinically significant damage of the scapula labrum, depending on the type of its damage, based on the biomechanical analysis of the change in the stress-strain state of the contact surfaces of the humeral cartilage and the rationale for the tactics of treating these injuries. **Materials and methods.** Calculations of the stress-strain state of the humeral cartilage elements by the finite element method were

carried out on the basis of SCT scans of the intact humeral cartilage using the Mimics software package in automatic and semi-automatic modes, spatial geometry of the humeral cartilage. Imitative computer 3D-models of intact humeral cartilage and three types of scapula labrum damage were created using SolidWorks tools. We studied the stress-strain state of the structures of the humeral cartilage for different values of the angle with humerus abduction and rotation (neutral, abduction of the upper limb  $0^{\circ}$ – $20^{\circ}$ – $40^{\circ}$ – $60^{\circ}$ , internal rotation  $0^{\circ}$ – $20^{\circ}$ – $40^{\circ}$  and a combination of these movements). Criteria for assessing the stress-strain state were the stress by Mimics, contact stresses and maximum deformations. **Results.** All types of damage of labrum at various positions of the limb in the humeral cartilage lead to a significant increase in stress and strain in the contact zone. In the limb neutral position labrum damage causes an 8-fold increase in stress of the labrum, 30-fold in type II damage, 3-fold in type III, in comparison with the intact model. In the position of the limb retraction to  $60^{\circ}$  and an internal rotation of  $40^{\circ}$ , type I damage of the labrum causes an 5-fold increase in stress of labrum, 18-fold increase in type II damage, and 14 % in type III, as compared with the intact model. The maximum values of stress-strain state on the elements of the humeral cartilage (labrum, humerus head) are observed in the position of the limb retraction to  $60^{\circ}$  and in-

ternal rotation of  $40^{\circ}$ , higher than in the neutral position of the limb. In the conditions of type II damage of the labrum, extreme growth of stress indices is observed in all positions in the humeral cartilage, both on the joint itself (30-fold) and on the head of the humerus (2.7-fold). With the increase in the angle of retraction and internal rotation of the joint, the value of stress-strain state on the joint itself increases significantly (18-fold), reaching values of stresses of 101.68 MPa and deformations of 60.77 mm in the limb retraction position to  $60^{\circ}$  and internal rotation of  $40^{\circ}$ . The stress-strain state indices also increase on the humerus head (1.4-fold). **Conclusions.** It was revealed that the greatest imbalance of the stabilizing structures of the humeral cartilage arises when the joint is detached and becomes critical when combined with a rupture, while the rupture itself does not lead to critical changes in stress and deformation on the structures of the humeral cartilage. It is rational to fix the labrum exfoliated part when this pathology is detected during arthroscopic intervention, this will allow balancing tension and strain of the humeral structures during the most typical movements. This procedure will avoid the early development of arthrosis and posterior instability of the humeral cartilage.

**Keywords:** humeral cartilage; glenoid labrum; posterior instability; finite element modeling; stresses and strain