

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

Біомеханічне визначення стабільності ліктьового суглоба при переломах головки променевої кістки, комбінованих із пошкодженням колатеральних зв'язок

Резюме. Актуальність. Переломи головки променевої кістки є частими пошкодженнями, при яких широко застосовується видалення зламаної головки (З). При цьому лікарі, вважаючи це втручанням, що не має серйозних негативних наслідків, не враховують значне порушення стабільності суглоба внаслідок такої операції. У випадках пошкодження типу «нешаслива тріада» або в комбінації з пошкодженням колатеральних зв'язок вилучення головки променевої кістки призводить не тільки до додаткової втрати анатомічних співвідношень, а й до втрати надії на повернення функції ліктьового суглоба (ЛС). **Мета роботи:** вивчити фактори забезпечення стабільності в ліктьовому суглобі в положенні розгинання 175° в умовах дефекту головки променевої кістки 5–10–15 мм, комбінованого з пошкодженням колатеральних зв'язок ліктьового суглоба, при навантаженні 5 кг. **Матеріали та методи.** Розрахунки напружено-деформованого стану елементів ліктьового суглоба методом скінченних елементів на базі комп'ютерної 3D-моделі Zygote Media Group, Inc. інтактного ліктьового суглоба та суглоба з дефектом головки променевої кістки 5–10–15 мм, комбінованим із пошкодженням колатеральних зв'язок ліктьового суглоба, в положенні розгинання 175° . Критеріями оцінки напружено-деформованого стану були напруження за Мізісом, контактні напруження, максимальні деформації та переміщення. **Результати.** У положенні розгинання 175° ізольоване пошкодження *lig. collaterale radiale* викликає значне зростання показників загальних переміщень моделі (Total Deformation) на 81,5 % ($\Delta = 44,24$ мм) та переміщень проксимального відділу (головки) променевої кістки на 53,2 % ($\Delta = 5,70$ мм), які опосередковано є критерієм стабільності моделі ЛС. Зростання показників загальних переміщень одночасно супроводжується зростанням показників напружень на ліктьовій кістці в 4,6 рази ($\sigma_{\max} = 29,78$ МПа), променевої кістці — в 4,8 рази ($\sigma_{\max} = 34,31$ МПа) та ділянках кріплення пошкодженої *lig. collaterale radiale* до променевої кістки — у 5,3 рази ($\sigma_{\max} = 38,7$ МПа). Пошкодження *lig. collaterale radiale*, комбіноване з дефектом головки променевої кістки 15 мм, викликає зростання показників загальних переміщень моделі (Total Deformation) у 2 рази ($\Delta = 53,01$ мм) та зростання показників переміщень проксимального відділу променевої кістки — у 2,5 рази ($\Delta = 9,3$ мм). Зростання показників переміщень одночасно супроводжується значним зростанням показників напружень на ліктьовій кістці у 6 разів ($\sigma_{\max} = 39,82$ МПа), променевої кістці — у 5 разів ($\sigma_{\max} = 40,02$ МПа) та на ділянках кріплення *lig. collaterale ulnare anterior intermediate* і *lig. collaterale radiale* до кістки — у 7 разів ($\sigma_{\max} = 52,4$ МПа). Ізольоване пошкодження *lig. collaterale ulnare* викликає значне зростання показників загальних переміщень моделі (Total Deformation) на 64,1 % ($\Delta = 39,99$ мм) та переміщень проксимального відділу (головки) променевої кістки на 44,6 % ($\Delta = 5,38$ мм). При цьому відбувається зростання показників напружень на ліктьовій кістці у 3 рази ($\sigma_{\max} = 19,27$ МПа), променевої кістці — у 3,8 рази ($\sigma_{\max} = 27,08$ МПа), плечовій кістці — у 2,8 рази ($\sigma_{\max} = 18,53$ МПа) та ділянках кріплення пошкодженої *lig. collaterale ulnare anterior intermediate* до медіального виступа плечової кістки — у 6,7 рази ($\sigma_{\max} = 7,94$ МПа) та ділянках кріплення *lig. collaterale radiale* до променевої кістки — у 3,9 рази ($\sigma_{\max} = 28,47$ МПа). Пошкодження *lig. collaterale ulnare*, комбіноване з дефектом головки променевої кістки 15 мм, викликає зростання показників загальних переміщень моделі (Total Deformation)

в 1,2 раза ($\Delta = 49,43$ мм). При цьому показники загальних переміщень проксимального відділу променевої кістки (головки) зменшились на 4 % ($\Delta = 5,14$ мм). Дефект головки 15 мм викликає додаткові переміщення проксимального відділу променевої кістки за віссю X (Directional Deformation) до $\Delta = 13,3$ мм. Зростання показників переміщень одночасно супроводжується зростанням показників напружень на ліктьовій кістці на 27 % ($\sigma_{\max} = 19,27$ МПа), променевої кістці — на 36 % ($\sigma_{\max} = 27,08$ МПа) та на ділянках кріплення lig. collaterale ulnare anterior intermediate і lig. collaterale radiale до кістки — в 1,8 раза ($\sigma_{\max} = 28,47$ МПа).

Висновки. За даними дослідження, пошкодження lig. collaterale radiale та lig. collaterale ulnare викликає збільшення показників загальних переміщень (Total Deformation) усієї моделі та загальних переміщень проксимального відділу променевої кістки (головки) за рахунок девіації дистального відділу передпліччя (променевої кістки), які відображають виникнення нестабільності ЛС у положенні розгинання 175° . Із збільшенням величини дефекту головки променевої кістки на фоні пошкодження колатеральних зв'язок ЛС відбувається пропорційне порушення стабільності ЛС. Асиметричність навантаження на суглобові поверхні призводить до зростання напружень на контактних поверхнях ліктьової та плечової кісток, у відповідних ділянках суглобового хряща ліктьової та плечової кісток, на залишках пошкоджених зв'язок та у місцях їх кріплення до ліктьової та променевої кісток. Пошкодження lig. collaterale ulnare призводить до більш значного порушення стабільності ЛС, ніж при пошкодженні lig. collaterale radiale, за рахунок суми загальних переміщень (Total Deformation) дистального відділу передпліччя (девіації) та осьових переміщень проксимального відділу променевої кістки (Directional Deformations) в ділянці дефекту головки, з її наближенням до суглобової поверхні надвиростка плечової кістки. Значний ріст показників напружено-деформованого стану в місцях кріплення колатеральних зв'язок ЛС до кістки, у тому числі й на пошкоджених, відбувається за рахунок перерозподілу навантаження на зв'язковий апарат в умовах нестабільності ЛС та може викликати їх пошкодження.

Ключові слова: ліктьовий суглоб; колатеральні зв'язки; перелом головки променевої кістки; скінченно-елементне моделювання; напружено-деформований стан; стабільність ліктьового суглоба

Вступ

Складно переоцінити функціональну важливість ліктьового суглоба (ЛС), яка полягає в доставці кисті в різні ділянки простору навколо тіла, що дає людині можливість максимально ефективно застосовувати кисть для різноманітних завдань (потреб). Крім того, дуже важлива участь ліктьового суглоба в силовій функції верхньої кінцівки — піднятті, підтягуванні, штовханні тощо. Відповідно, порушення функції ліктьового суглоба призводить до різноманітних обмежень верхньої кінцівки, що негативно відбивається на самообслуговуванні, повсякденній та професійній діяльності. Найбільш частими порушеннями є обмеження рухів, больовий синдром, порушення силових характеристик кінцівки. Ліктьовий суглоб є одним із надскладних суглобів за своєю анатомічною будовою: у його формуванні беруть участь три кістки, він поєднує фактично три суглоби, стабільність яких забезпечується складною системою зв'язкового апарату [6]. Успішна активна функція та активна стабілізація суглоба обумовлена роботою понад 10 м'язів. Пасивна стабілізація є базовим елементом ефективного функціонування ліктьового суглоба й досягається за рахунок відповідності складних суглобових поверхонь в поєднанні зі стабілізуючою дією зв'язкового апарату. Важливість кісткових стабілізаторів доведена шляхом вивчення залежності стабільності суглоба від розміру суглобової частини ліктьового відростка [1]. Крім того, отримані цікаві дані про вплив на стабільність ліктьового суглоба розміру резекції вінцевого відростка або головки променевої кістки [8, 9]. Акцентовано

увагу на ролі капсулярного апарату в динамічній стабілізації ліктьового суглоба [2, 5].

Переломи головки променевої кістки є частими пошкодженнями і становлять 56 % від проксимальних переломів променевої та ліктьової кісток [4]. Видалення зламаної головки променевої кістки вважається втручанням, яке не має серйозних негативних наслідків, тому широко застосовується [3]. При цьому лікарі не враховують значне порушення стабільності суглоба внаслідок такої операції, а в разі пошкодження типу «нешаслива тріада» або в комбінації із пошкодженням колатеральних зв'язок вилучення головки променевої кістки призводить не тільки до додаткової втрати анатомічних співвідношень, але й до втрати надії на повернення функції ліктьового суглоба. У цьому аспекті вивчення біомеханічних параметрів функціонування ліктьового суглоба в умовах комбінованих пошкоджень кісткових структур із дефектом головки променевої кістки та пошкодженням зв'язкового апарату, із порушенням його стабілізуючої дії є важливим для практики ортопеда-травматолога.

Ця робота є продовженням попередніх досліджень [12] поведінки елементів ліктьового суглоба та факторів забезпечення його стабільності при переломах головки променевої кістки, комбінованих з ушкодженнями колатеральних зв'язок.

Мета роботи — вивчити фактори забезпечення стабільності в ліктьовому суглобі в положенні розгинання 175° в умовах дефекту головки променевої кістки 5–10–15 мм, комбінованого з пошкодженням колатеральних зв'язок ліктьового суглоба, при навантаженні 5 кг.

Матеріали та методи

Це дослідження також базується на розрахунках напружено-деформованого стану (НДС) елементів ліктьового суглоба з використанням комп'ютерної 3D-моделі компанії Zygote Media Group, Inc. (США) (<http://www.3dscience.com>), що складається з плечової, ліктьової, променевої кістки, lig. collaterale ulnare та lig. collaterale radiale. Побудовані необхідні геометричні моделі інтактного ліктьового суглоба в положенні розгинання 175°, суглоба з дефектом головки променевої кістки 5–10–15 мм, а також з пошкодженням lig. collaterale radiale та lig. collaterale ulnare (рис. 1, 2).

Застосовували метод скінченних елементів як чисельний метод рішення крайових задач механіки суцільних середовищ із використанням ЕОМ. Розрахунки здійснено з урахуванням ваги сегментів кінцівки у відсотках відносно загальної ваги тіла: кисть — 0,61 %, передпліччя — 1,15 % [10], в умовах додаткового навантаження на ліктьовий суглоб за рахунок сили скорочення м'язів (біцепс — трицепс), необхідної для утримання

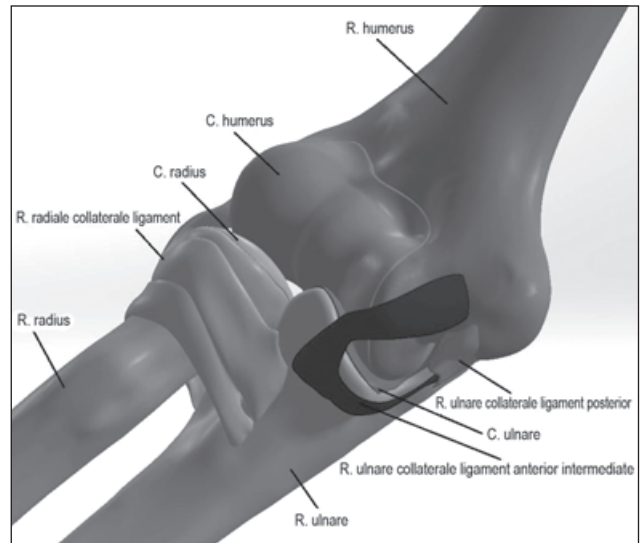


Рисунок 1. Модель ліктьового суглоба (Zygote Media Group, Inc., США)

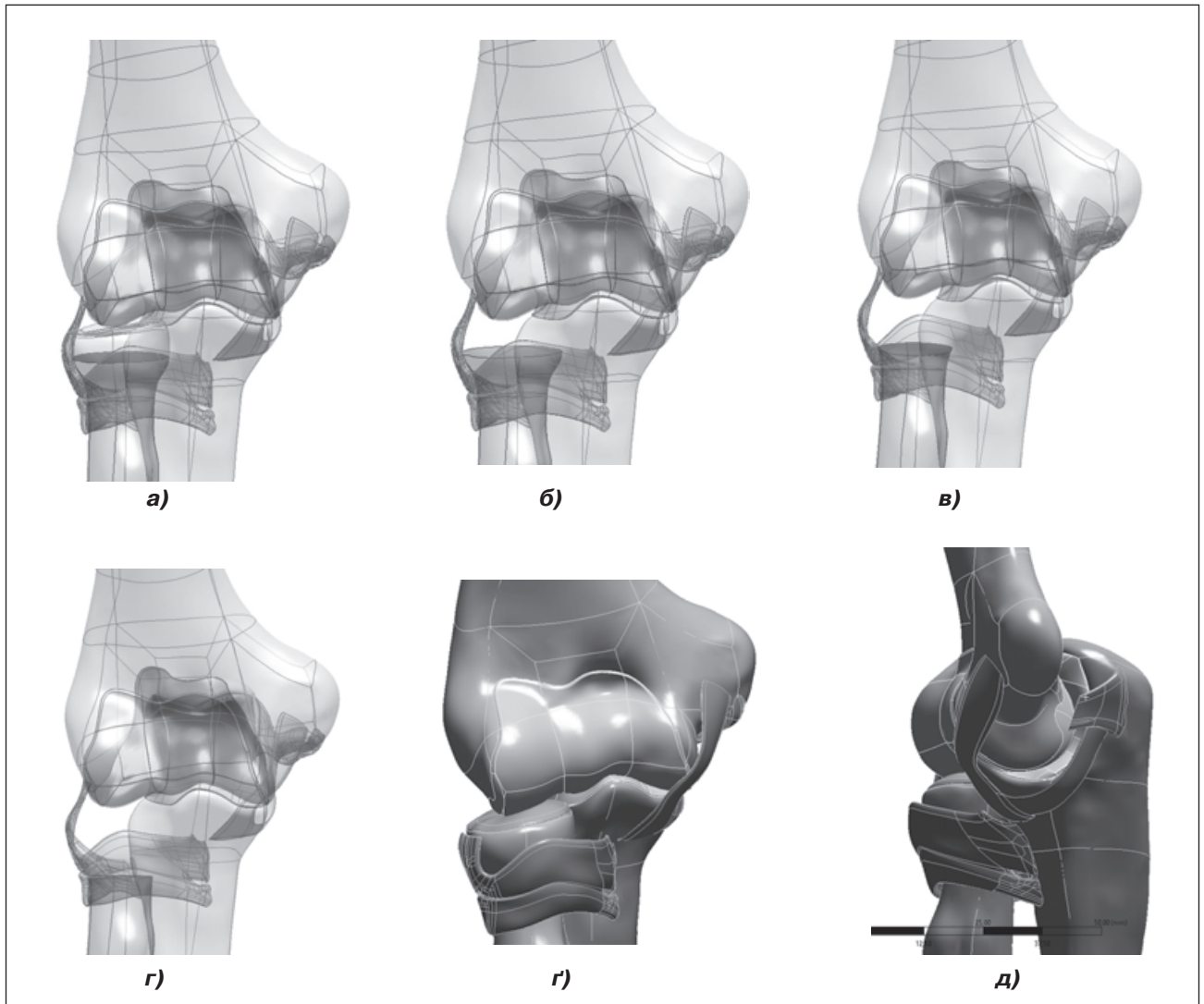


Рисунок 2. Геометричні моделі ліктьового суглоба: а) інтактний суглоб; б) дефект головки 5 мм; в) 10 мм; г) 15 мм; е) пошкодження lig. collaterale ulnare; д) lig. collaterale radiale

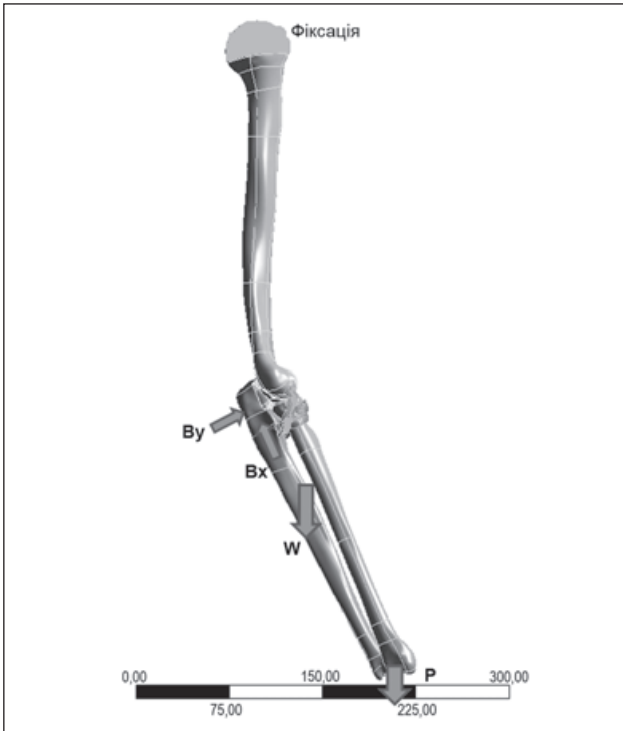


Рисунок 3. Граничні умови (закріплення та навантаження) (Solid Works): P = 50 Н (5 кг) – вантаж, що утримується в руці; W = 13,23 Н (1,323 кг) – вага сегмента кінцівки; V – сила дії скорочення м’язів біцепс – трицепс залежно від кута згинання в ліктьовому суглобі та її складові за осями X та Y

в руці вантажу 5 кг (рис. 3). Для розрахунків взято середньостатистичну вагу людини 75 кг, з якої отримано сумарну вагу сегмента – 1,76 %, що становить близько 1,323 кг (13,23 Н). Значення НДС визначали для кута розгинання в суглобі 175° – положення клінічного визначення нестабільності ліктьового суглоба.

Механічні властивості матеріалів, що застосовували для розрахунків [7], наведені у табл. 1.

Введено поняття «допустимі напруження» $[\sigma]$:

$$[\sigma] = \min \left\{ \frac{R_m^T}{n_m}; \frac{R_{p0,2}^T}{n_{0,2}} \right\},$$

де $n_m = 2,6$ для кістки та $n_m = 1,5$ для зв’язки; $n_{0,2} = 1,5$.

Оскільки границя розтягу для кістки в даному випадку невідома, то

$$[\sigma] = \frac{R_m^T}{n_m} = \frac{28 \dots 120}{2,6} = 10,77 \dots 46,15 \text{ МПа.}$$

Згідно з [11], границя міцності зв’язки варіює від 4,02 до 41,19 МПа. Тому

$$[\sigma] = \frac{R_m^T}{n_m} = \frac{4,02 \dots 41,19}{1,5} = 2,68 \dots 27,46 \text{ МПа.}$$

Отже, максимальні напруження на кістці не повинні перевищувати 46,15 МПа, а на зв’язці – 27,46 МПа. У зв’язку з тим, що напружено-деформований стан суглобового хряща в даних задачах впливає на значення НДС моделі несуттєво, а межі його міцності значно варіюють, значення НДС на ньому розглядаються оглядово й напруження незначно відрізняються від норми для всіх розрахунків.

На наступному етапі побудовано скінченно-елементну сітку. Для підвищення точності розрахунків у ділянці контактних поверхонь згенеровано щільну сітку, із середнім розміром елемента не більше 0,5 мм, із переважанням тетраедричних елементів (2 130 546 точок та 1 661 360 елементів) (рис. 4).

Підготовлені вхідні дані експортовано у програмне середовище Workbench програмного комплексу ANSYS. Для подальшого аналізу НДС обрано основні критерії оцінки: напруження за Мізісом, контактні напруження, максимальні деформації та переміщення (Total Deformation).

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);

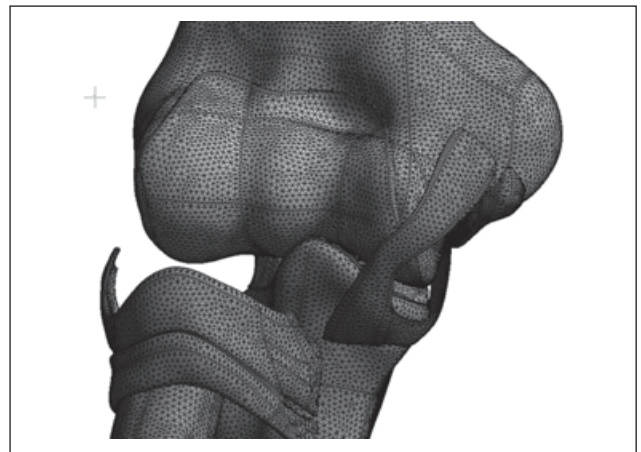


Рисунок 4. Скінченно-елементна сітка моделі ЛС із пошкодженням lig. collaterale radiale та дефектом головки променевої кістки

Таблиця 1. Механічні властивості матеріалів моделі

Матеріал моделі	Модуль Юнга, E (МПа)	Коефіцієнт Пуассона, μ
Компактна кістка	17 600	0,3
Спонгіозна кістка	500	0,3
Хрящ	50	0,45
Зв’язка	400	0,45

— завдання статичного аналізу вирішувалося у фізично й геометрично лінійній постановці, при цьому розглядали малі деформації й переміщення, у силу чого підтверджувався закон Гука для опису поведінки матеріалу.

Результати

Показники НДС моделі ЛС із пошкодженням lig. collaterale radiale та інтактними кістковими елементами наведені на рис. 5.

Як можна спостерігати, на різних ділянках моделі ЛС максимальні напруження розподілені так: на ліктьовій кістці вони локалізовані в ділянці кріплення lig. annulare radii — $\sigma_{max} = 29,78 \text{ MPa}$, по площі контакту суглобової поверхні сягають значень $\sigma_{max} = 14,5 \text{ MPa}$, а на хрящі — $\sigma_{max} = 9,61 \text{ MPa}$. Напруження зосереджені переважно по латеральній поверхні incisura semilunaris, створюючи своєрідні концентратори напружень, які при динамічному навантаженні вже можуть бути пусковими факторами розвитку деструктивних явищ у зазначених ділянках. На головці променевої кістки максимальні напруження локалізовані в ділянці кріплення lig. annulare radii до променевої кістки — $\sigma_{max} = 34,31 \text{ MPa}$, при цьому в субхондральному шарі на суглобовій поверхні не перевищують $\sigma_{max} = 5,1 \text{ MPa}$, а на хрящі розподіляються по зоні контакту відносно рівномірно, не перевищуючи значень $\sigma_{max} = 7,66 \text{ MPa}$.

На плечовій кістці максимальні напруження зосереджені в субхондральному шарі задньої поверхні trochlea humeri в ділянці відповідного контакту із суглобовою поверхнею incisura trochlearis ліктьової кістки, де вони сягають значень $\sigma_{max} = 8,53 \text{ MPa}$. На інших ділянках плечової кістки напруження не перевищують $\sigma_{max} = 4,1 \text{ MPa}$. На суглобовому хрящі плечової кістки максимальні напруження з показ-

никами $\sigma_{max} = 8,8 \text{ MPa}$ також локалізовані в ділянці контакту із суглобовою поверхнею incisura trochlearis ліктьової кістки — її латеральній поверхні. У ділянці контакту із суглобовою поверхнею головки променевої кістки — $4,85 \text{ MPa}$.

На зв'язках ліктьового суглоба максимальні значення напружень зосереджені в ділянках кріплення lig. collaterale radiale до кістки, де максимальні показники напружень сягають значень $\sigma_{max} = 38,7 \text{ MPa}$, що значно перевищує допустимі.

Максимальні значення деформацій з показниками $\varepsilon_{max} = 0,44 \text{ мм}$ спостерігаються також на залишках пошкодженої lig. collaterale radiale, у ділянках її кріплення до променевої кістки, де виникають і максимальні напруження.

Загальні переміщення моделі становлять $\Delta = 44,2 \text{ мм}$, що відбуваються за рахунок девіації дистального відділу передпліччя (променевої кістки). Загальні переміщення проксимального відділу променевої кістки (головки) — $\Delta = 5,70 \text{ мм}$.

Порівняльний аналіз змін показників НДС на елементах моделі ЛС при наявності або відсутності пошкодження lig. collaterale radiale з інтактними кістковими елементами наведено у табл. 2.

Пошкодження lig. collaterale radiale викликає значне зростання показників загальних переміщень моделі (Total Deformation) на 81,53 % та переміщень проксимального відділу (головки) променевої кістки на 53,2 %, які опосередковано є критерієм стабільності моделі ЛС. Зростання показників переміщень одночасно супроводжується зростанням показників напружень на ліктьовій кістці (у 4,6 раза), променевої кістці (у 4,8 раза) та ділянках кріплення пошкодженої lig. collaterale radiale до променевої кістки (у 5,3 раза).

Таблиця 2. Порівняльний аналіз змін показників НДС на елементах моделі ЛС при наявності або відсутності [12] пошкодження lig. collaterale radiale з інтактними кістковими елементами

Елементи моделі ЛС	Показники напружень, МПа	
	Інтактна lig. collaterale radiale	Пошкоджена lig. collaterale radiale
Ліктьова кістка	6,49	29,78
Хрящ суглобової поверхні ліктьової кістки	5,2	9,61
Променева кістка	7,17	34,31
Хрящ суглобової поверхні променевої кістки	5,22	7,66
Плечова кістка	6,65	8,53
Хрящ суглобової поверхні плечової кістки	7,59	8,8
Lig. collaterale ulnare	6,57	11,72
Lig. collaterale ulnare anterior intermediate	1,18	2,78
Lig. collaterale radiale	7,36	38,7
Деформації	0,19	0,44
Загальні переміщення моделі (Total Deformation)	24,37	44,24
Загальні переміщення проксимального відділу променевої кістки	3,72	5,70

Дефект головки променевої кістки у діапазоні 5–15 мм при пошкодженні lig. collaterale radiale в положенні розгинання 175° викликає зміни показників НДС моделі ЛС, основні з яких в умовах наявності дефекту головки променевої кістки 15 мм наведені на рис. 6.

Як можна побачити з рис. 6, в умовах пошкодження lig. collaterale radiale збільшення величини дефекту головки променевої кістки до 15 мм призводить до збільшення максимальних напружень на ліктьовій кістці в ділянці кріплення до неї lig. collaterale radiale, а саме у lig. annulare radii, до значень $\sigma_{max} = 39,82$ МПа. По площині контакту суглобової поверхні напруження дещо зменшуються до 12 МПа та до 9,07 МПа — на хрящі. Відбувається зростання показників напружень на променевої кістці, де максимальні значення напружень локалізовані в субкапітальній зоні в ділянці кріплення lig. annulare radii до кістки — $\sigma_{max} = 40,02$ МПа. Також збільшення показників НДС відбувається й на плечовій кістці, де максимальні напруження зосереджені в субхондральному шарі trochlea humeri в ділянці відповідного контакту із суглобовою поверхнею incisura trochlearis ліктьової кістки, де вони сягають значень $\sigma_{max} = 10,58$ МПа. На суглобовому хрящі плечової кістки максимальні напруження дещо знижуються до значень $\sigma_{max} = 7,66$ МПа, також локалізовані в ділянці контакту із суглобовою поверхнею incisura trochlearis ліктьової кістки.

На зв'язках ліктьового суглоба максимальні значення напружень зосереджені в ділянках кріплення до кістки. Так, на lig. collaterale radiale ці показники ся-

гають значень $\sigma_{max} = 52,4$ МПа, що значно перевищує допустимі.

Максимальні значення деформацій з показниками $\epsilon_{max} = 0,6$ мм спостерігаються на lig. collaterale radiale — найбільш еластичній структурі даної ділянки, на якій також і максимальні значення напружень.

Також спостерігається збільшення показників загальних переміщень моделі, які становлять $\Delta = 53,01$ мм, що відбуваються за рахунок девіації дистального відділу передпліччя та переміщень проксимального відділу променевої кістки — до значень $\Delta = 9,3$ мм та окремо за віссю X — до $\Delta = 12,14$ мм.

Динаміку змін показників НДС на елементах моделі ЛС при наявності пошкодження lig. collaterale radiale з дефектом головки променевої кістки 5, 10 та 15 мм наведено в табл. 3 та на рис. 7.

Наявність дефекту головки променевої кістки (5 мм) обумовлює зростання показників загальних переміщень моделі за рахунок її дистального відділу до $\Delta = 67,67$ мм, але при збільшенні величини дефекту до 10 та 15 мм показники загальних переміщень моделі зменшуються до $\Delta = 66,86$ мм та $\Delta = 53,01$ мм відповідно. Із збільшенням величини дефекту головки променевої кістки з 5 до 15 мм аналогічна картина відбувається й із показниками загальних переміщень (Total Deformation) проксимального відділу променевої кістки у ділянці дефекту. При появі дефекту головки 5 мм показники переміщень зростають до $\Delta = 16,41$ мм, із наступним їх зменшенням при дефекті 10 мм до $\Delta = 15,08$ мм, при 15 мм — до $\Delta = 9,3$ мм.

Таблиця 3. Динаміка НДС на елементах моделі ЛС при наявності пошкодження lig. collaterale radiale залежно від розміру дефекту головки променевої кістки (положення розгинання 175°)

Елементи моделі ЛС	Показники напружень, МПа			
	Інтактна головка променевої кістки	Дефект головки променевої кістки, мм		
		5	10	15
Ліктьова кістка	29,78	29,92	32,2	39,82
Хрящ суглобової поверхні ліктьової кістки	9,61	7,78	7,79	9,07
Променева кістка	34,31	36,02	37,84	40,02
Хрящ суглобової поверхні променевої кістки	7,66	–	–	–
Плечова кістка	8,53	16,15	16,55	10,58
Хрящ суглобової поверхні плечової кістки	8,8	6,64	6,64	7,66
Lig. collaterale ulnare	11,72	9,06	9,05	10,25
Lig. collaterale ulnare anterior intermediate	2,78	6,93	6,93	9,24
Lig. collaterale radiale	38,7	43,85	44,06	52,4
Деформації	0,442	0,455	0,458	0,595
Загальні переміщення моделі (Total Deformation)	44,24	67,67	66,86	53,01
Загальні переміщення проксимального відділу променевої кістки	5,70	16,41	15,08	9,3
Переміщення проксимального відділу променевої кістки за віссю X (Directional Deformation)	–	5,04	7,34	12,14
Переміщення ліктьової кістки	8,67	10,73	12,88	18,19

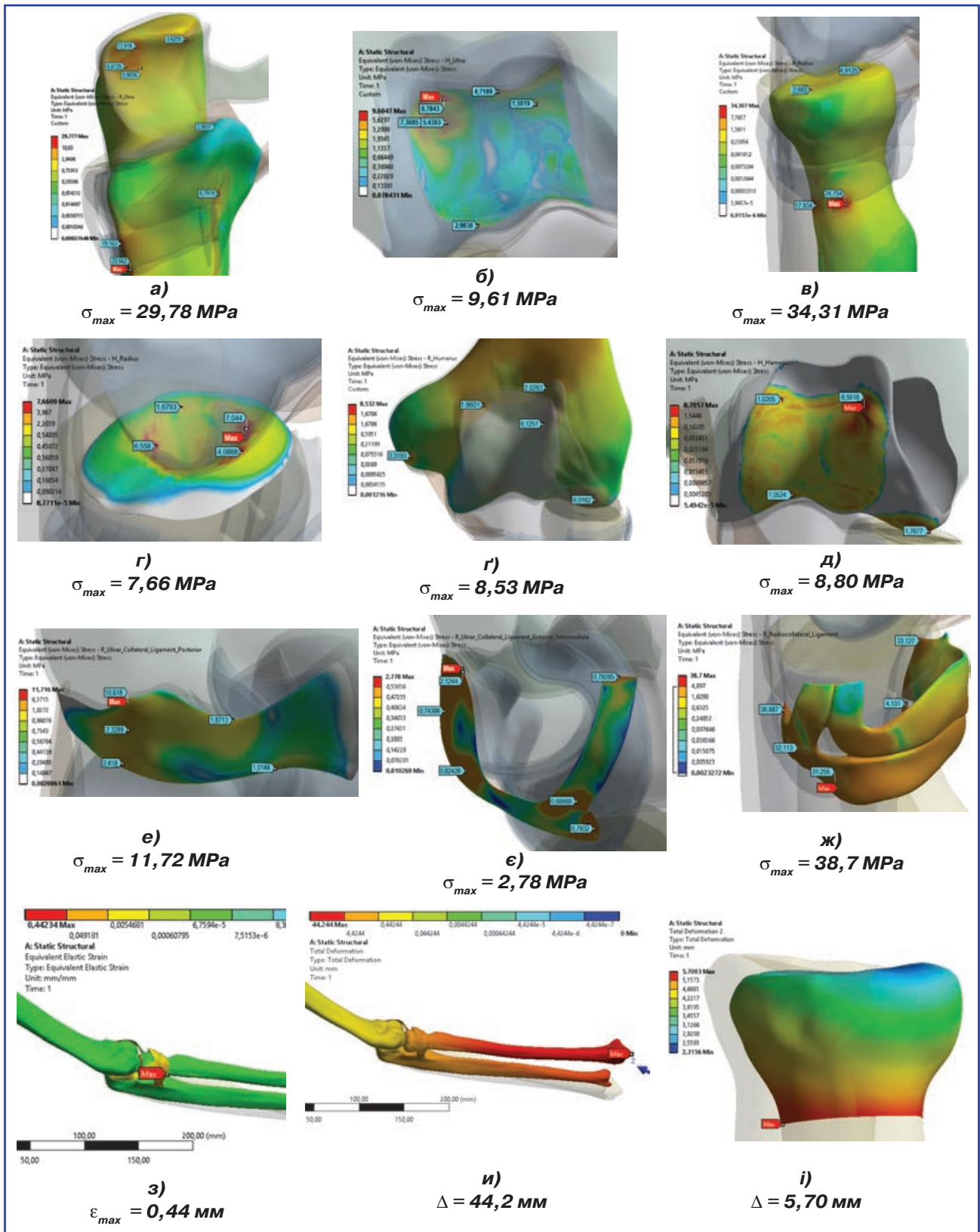


Рисунок 5. НДС моделі ЛС із пошкодженням *lig. collaterale radiale* та інтактними кістковими елементами у положенні розгинання 175°: а) напруження на ліктьовій кістці; б) на хрящі ліктьової кістки; в) на головці променевої кістки; г) на хрящі променевої кістки; г) на плечовій кістці; д) на хрящі плечової кістки; е) на *lig. collaterale ulnare posterior*; є) на *lig. collaterale ulnare anterior intermediate*; ж) на *lig. collaterale radiale* та *annulare radii*; з) максимальні деформації; и) загальні переміщення моделі ЛС; і) переміщення проксимального відділу (головки) променевої кістки

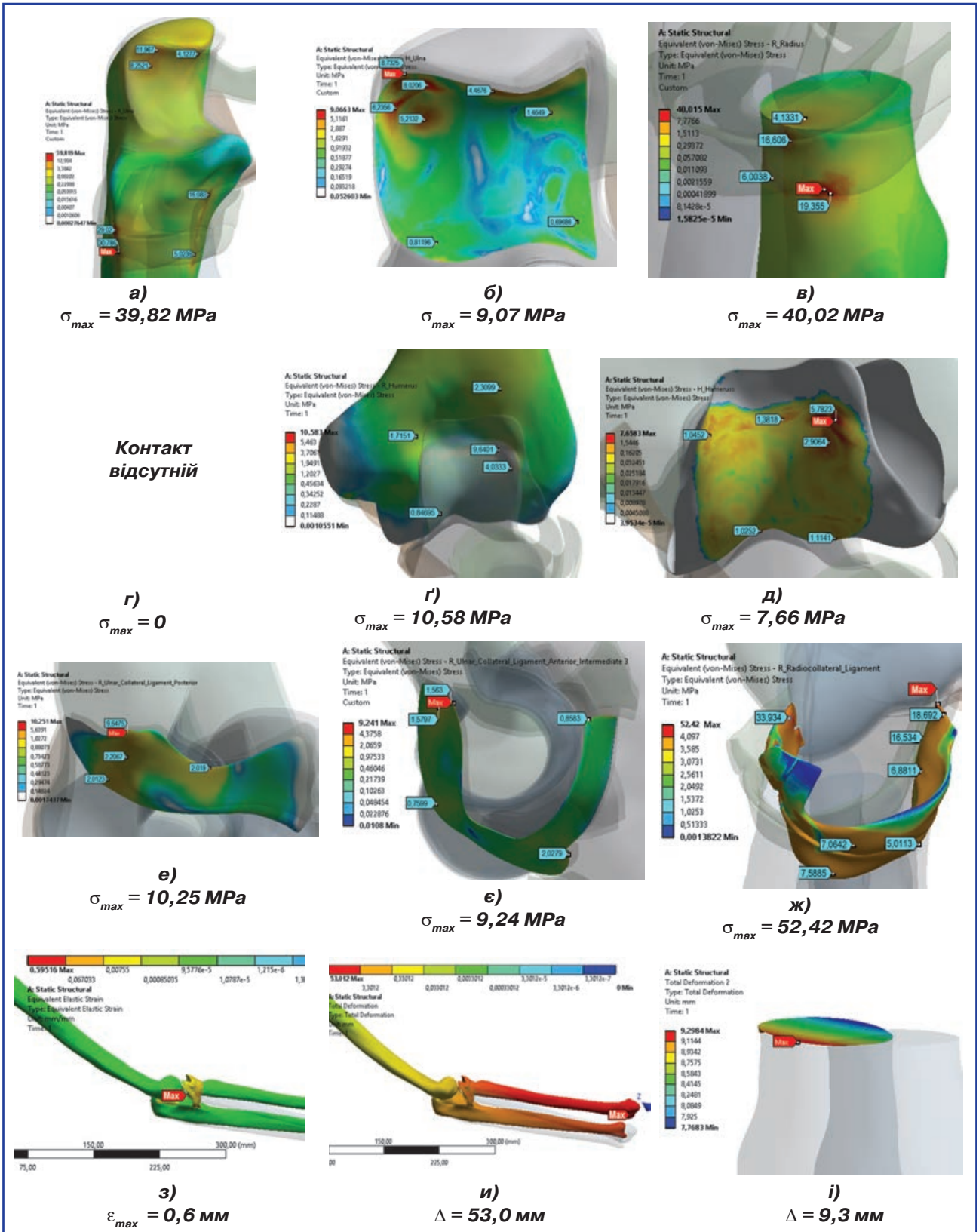


Рисунок 6. Основні зміни НДС моделі ЛС з пошкодженням *lig. collateralare radiale* та дефектом головки променевої кістки 15 мм у положенні розгинання 175°: а) напруження на ліктьовій кістці; б) на хрящі ліктьової кістки; в) на променевої кістці; г) на хрящі променевої кістки; г) на плечовій кістці; д) на хрящі плечової кістки; е) на *lig. collateralare ulnare posterior*; є) на *lig. collateralare ulnare anterior intermediate*; ж) на *lig. collateralare radiale* та *annulare radii*; з) максимальні деформації; и) загальні переміщення моделі ЛС; і) переміщення проксимального відділу променевої кістки

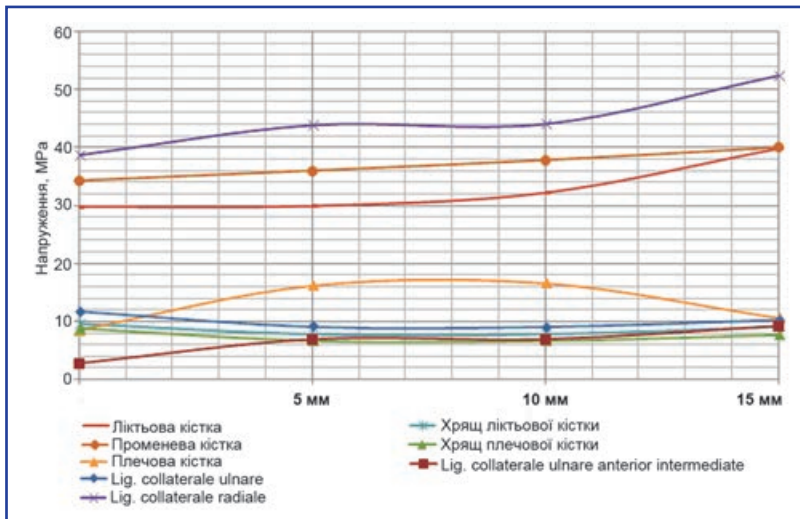


Рисунок 7. Динаміка показників НДС на елементах моделі ЛС при наявності пошкодження lig. collaterale radiale залежно від розміру дефекту головки променевої кістки (5–10–15 мм)

Це відбувається за рахунок зростання показників переміщень проксимального відділу променевої кістки в ділянці дефекту її головки (за віссю X), із наближенням до суглобової поверхні плечової кістки (рис. 8). Із збільшенням величини дефекту з 5 до 10 та 15 мм показники загальних переміщень цієї ділянки збільшуються з $\Delta = 5,04$ мм до $\Delta = 7,34$ мм та $\Delta = 12,14$ мм відповідно.

Переміщення ліктьової кістки (рис. 9) збільшуються з $\Delta = 8,67$ мм при інтактній головці, до $\Delta = 10,73$ мм, $\Delta = 12,88$ мм та $\Delta = 18,19$ мм при збільшенні величини дефекту з 5 до 10 та 15 мм.

Пошкодження lig. collaterale radiale, комбіноване з дефектом головки променевої кістки 15 мм, викликає зростання показників загальних переміщень моделі (Total Deformation) у 2 рази та зростання показників переміщень проксимального відділу променевої кістки у 2,5 раза, які опосередковано є критерієм стабільності моделі ЛС (табл. 4). Зростання показників переміщень

одночасно супроводжується значним зростанням показників напружень на ліктьовій кістці (у 6 разів), променевої кістці (у 5 разів) та на ділянках кріплення lig. collaterale ulnare anterior intermediae і lig. collaterale radiale до кістки (у 7 разів).

Показники НДС моделі ЛС із пошкодженням lig. collaterale ulnare та інтактними кістковими елементами наведені на рис. 10.

Як можна побачити з рис. 10, на різних ділянках моделі ЛС максимальні напруження розподілені так: на ліктьовій кістці вони локалізовані в ділянці кріплення lig. annulare radii — $\sigma_{max} = 19,27$ МПа, по площині контакту суглобової поверхні сягають значень $\sigma_{max} = 12,5$ МПа, а на хрящі — $\sigma_{max} = 7,64$ МПа. Напруження зосереджені переважно по латеральній поверхні incisura semilunaris, створюючи своєрідні концентратори напружень, які при динамічному навантаженні можуть бути пусковими факторами розвитку деструктивних явищ у зазначених ділянках. На

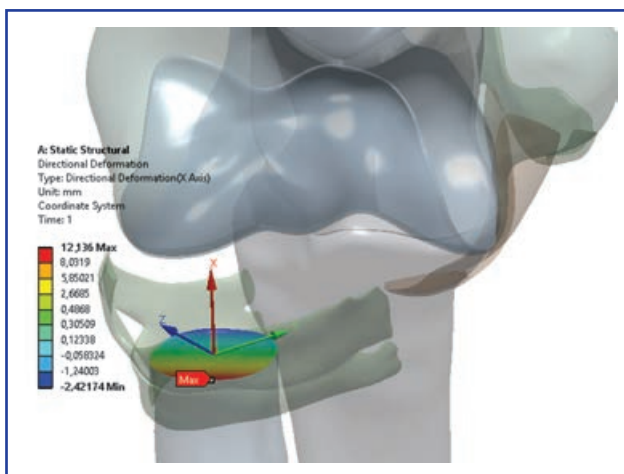


Рисунок 8. Переміщення моделі за віссю X (Directional Deformation) у ділянці дефекту головки променевої кістки 15 мм при наявності пошкодження lig. collaterale radiale

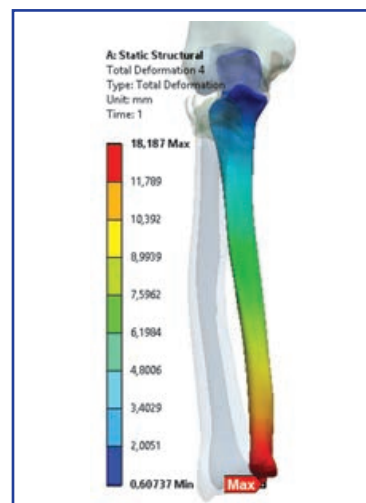


Рисунок 9. Переміщення ліктьової кістки при наявності пошкодження lig. Collaterale radiale та дефекту головки променевої кістки 15 мм

головці променевої кістки максимальні напруження локалізовані в ділянці кріплення lig. annulare radii до променевої кістки $\sigma_{max} = 27,08 \text{ MPa}$, при цьому в субхондральному шарі на суглобовій поверхні не перевищують $\sigma_{max} = 4,28 \text{ MPa}$, а на хрящі розподіляються по зоні контакту відносно рівномірно, не перевищуючи значень $\sigma_{max} = 7,4 \text{ MPa}$.

На плечовій кістці максимальні напруження зосереджені в місці кріплення lig. collaterale radiale до epicondylus laterale — $\sigma_{max} = 18,53 \text{ MPa}$. На субхондральному шарі задньої поверхні trochlea humeri в ділянці відповідного контакту із суглобовою поверхнею incisura trochlearis ліктьової кістки напруження сягають значень $\sigma_{max} = 12,02 \text{ MPa}$. На інших ділянках плечової кістки напруження не перевищують 4,1 МПа. На суглобовому хрящі плечової кістки максимальні напруження з показниками $\sigma_{max} = 7,09 \text{ MPa}$ також локалізовані в ділянці контакту із суглобовою поверхнею incisura trochlearis ліктьової кістки — її латеральної поверхні. У ділянці контакту із суглобовою поверхнею головки променевої кістки — 4,33 МПа, розташовані точково.

На зв'язках ЛС максимальні значення напружень зосереджені в ділянках кріплення lig. collaterale radiale до кістки, де максимальні показники напружень сягають значень $\sigma_{max} = 28,47 \text{ MPa}$, та саме на зв'язці, із показниками $\sigma_{max} = 26,21 \text{ MPa}$, що значно перевищує допустимі. У ділянках кріплення lig. collaterale ulnare anterior intermediate до плечової кістки показники напружень становлять $\sigma_{max} = 7,94 \text{ MPa}$.

Максимальні значення деформацій з показниками $\varepsilon_{max} = 0,21 \text{ мм}$ спостерігаються в ділянці кріплення lig. annulare radii до ліктьової кістки.

Загальні переміщення моделі зростають до $\Delta = 39,99 \text{ мм}$, які відбуваються за рахунок девіації дистального відділу передпліччя (променевої кістки). Загальні переміщення проксимального відділу передпліччя (головки) — $\Delta = 5,38 \text{ мм}$, що на 44,6 % більше, ніж при інтактній lig. collaterale ulnare.

Порівняльний аналіз змін показників НДС на елементах моделі ЛС при наявності або відсутності пошкодження lig. collaterale ulnare з інтактними кістковими елементами наведено в табл. 5.

Пошкодження lig. collaterale ulnare викликає значне зростання показників загальних переміщень моделі (Total Deformation) на 64,1 % та переміщень проксимального відділу (головки) променевої кістки на 44,6 %, які опосередковано є критерієм стабільності моделі ЛС. Зростання показників переміщень одночасно супроводжується зростанням показників напружень на ліктьовій кістці (у 3 рази), променевої кістці (у 3,8 раза), плечовій кістці (у 2,8 раза) та ділянках кріплення пошкодженої lig. collaterale ulnare anterior intermediate до медіального виростка плечової кістки (у 6,7 раза) та ділянках кріплення lig. collaterale radiale до променевої кістки (у 3,9 раза).

Дефект головки променевої кістки в діапазоні 5–15 мм при пошкодженні lig. collaterale ulnare в положенні розгинання 175° викликає зміни показників НДС моделі

Таблиця 4. Порівняльний аналіз змін показників НДС на елементах моделі ЛС при відсутності пошкодження lig. collaterale radiale з інтактними кістковими елементами [12] та при її пошкодженні в умовах дефекту головки променевої кістки 15 мм

Елементи моделі ЛС	Показники напружень, МПа	
	Інтактна lig. collaterale radiale	Пошкоджена lig. collaterale radiale + дефект головки 15 мм
Ліктьова кістка	6,49	39,82
Хрящ суглобової поверхні ліктьової кістки	5,2	9,07
Променева кістка	7,17	40,02
Хрящ суглобової поверхні променевої кістки	5,22	–
Плечова кістка	6,65	10,58
Хрящ суглобової поверхні плечової кістки	7,59	7,66
Lig. collaterale ulnare	6,57	10,25
Lig. collaterale ulnare anterior intermediate	1,18	9,24
Lig. collaterale radiale	7,36	52,4
Деформації	0,19	0,595
Загальні переміщення моделі (Total Deformation)	24,37	53,01
Загальні переміщення проксимального відділу променевої кістки	3,72	9,3
Переміщення проксимального відділу променевої кістки за віссю X (Directional Deformation)	–	12,14
Переміщення ліктьової кістки	–	18,19

ЛС, основні з яких в умовах наявності пошкодження lig. collaterale ulnare та дефекту головки променевої кістки 15 мм наведені на рис. 11.

Як можна побачити з рис. 11, пошкодження lig. collaterale ulnare із збільшенням величини дефекту головки променевої кістки до 15 мм призводить до збільшення максимальних напружень на ліктьовій кістці в ділянці кріплення до неї lig. collaterale radiale, а саме lig. annulare radii, до значень $\sigma_{max} = 24,51 \text{ MPa}$ порівняно з випадком відсутності дефекту головки ($\sigma_{max} = 19,27 \text{ MPa}$). По площині контакту суглобової поверхні за рахунок асиметричності навантажень напруження дещо зменшуються до $\sigma_{max} = 10,5 \text{ MPa}$ та $\sigma_{max} = 5,58 \text{ MPa}$ на хрящі. Відбувається зростання показників напружень на променевої кістці, де максимальні значення напружень локалізовані у субкапітальній зоні в ділянці кріплення lig. annulare radii до кістки — $\sigma_{max} = 36,72 \text{ MPa}$. Також збільшення показників НДС відбувається й на плечовій кістці, де максимальні напруження зосереджені в ділянці кріплення lig. collaterale radiale, сягаючи значень $\sigma_{max} = 14,51 \text{ MPa}$. У субхондральному шарі trochlea humeri в ділянці відповідного контакту із суглобовою поверхнею incisura trochlearis ліктьової кістки напруження мають показники $\sigma_{max} = 6,35 \text{ MPa}$. На суглобовому хрящі плечової кістки максимальні напруження зростають до значень $\sigma_{max} = 4,94 \text{ MPa}$ відповідно до збільшення величини дефекту головки променевої кістки, але дещо знижуються порівняно з моделлю з відсутністю дефекту головки. Вони локалізовані в ділянці контакту із суглобовою поверхнею incisura trochlearis ліктьової кістки. Зниження показників напружень відбувається за рахунок перерозподілу навантажень на елементи ЛС при девіації дистального відділу передпліччя та проксимального відділу променевої кістки на рівні дефекту головки,

із перекиданням навантаження на зв'язковий апарат ЛС, де максимальні значення напружень зростають та зосереджені на самій зв'язці lig. collaterale radiale ($\sigma_{max} = 33,37 \text{ MPa}$) та в ділянках її кріплення до кістки ($\sigma_{max} = 51,17 \text{ MPa}$), а також у ділянках кріплення lig. collaterale ulnare anterior intermediate ($\sigma_{max} = 14,76 \text{ MPa}$). Ці показники НДС перевищують допустимі.

Спостерігається зростання й значень деформацій моделі, які локалізуються на lig. collaterale radiale, з максимальними показниками $\varepsilon_{max} = 0,31 \text{ мм}$, які в цій ділянці відповідають і максимальним значенням напружень.

Також спостерігається зменшення показників загальних переміщень моделі, які при дефекті головки променевої кістки 15 мм становлять $\Delta = 49,43 \text{ мм}$, що відбуваються за рахунок девіації дистального відділу передпліччя, та переміщень проксимального відділу променевої кістки — до значень $\Delta = 5,14 \text{ мм}$ та окремо за віссю X — до $\Delta = 13,3 \text{ мм}$.

Динаміку змін показників НДС на елементах моделі ЛС при наявності пошкодження lig. collaterale ulnare з дефектом головки променевої кістки 5, 10 та 15 мм наведено у табл. 6 та рис. 12.

Наявність дефекту головки променевої кістки (5 та 10 мм) обумовлює зростання показників загальних переміщень моделі за рахунок її дистального відділу — до $\Delta = 52,27 \text{ мм}$ та $\Delta = 57,26 \text{ мм}$ відповідно, але при збільшенні величини дефекту до 15 мм показники загальних переміщень моделі зменшуються до $\Delta = 49,43 \text{ мм}$. Із збільшенням величини дефекту головки променевої кістки з 5 до 15 мм зменшуються й показники загальних переміщень (Total Deformation) проксимального відділу променевої кістки в ділянці дефекту з $\Delta = 11,15 \text{ мм}$ до $\Delta = 9,17 \text{ мм}$ та $\Delta = 5,14 \text{ мм}$ відповідно.

Таблиця 5. Порівняльний аналіз змін показників НДС на елементах моделі ЛС при наявності або відсутності [12] пошкодження lig. collaterale ulnare з інтактними кістковими елементами

Елементи моделі ЛС	Показники напружень, МПа	
	Інтактна lig. collaterale ulnare	Пошкоджена lig. collaterale ulnare
Ліктьова кістка	6,49	19,27
Хрящ суглобової поверхні ліктьової кістки	5,2	7,64
Променева кістка	7,17	27,08
Хрящ суглобової поверхні променевої кістки	5,22	7,4
Плечова кістка	6,65	18,53
Хрящ суглобової поверхні плечової кістки	7,59	7,09
Lig. collaterale ulnare	6,57	1,88
Lig. collaterale ulnare anterior intermediate	1,18	7,94
Lig. collaterale radiale	7,36	28,47
Деформації	0,19	0,212
Загальні переміщення моделі (Total Deformation)	24,37	39,99
Загальні переміщення проксимального відділу променевої кістки	3,72	5,38

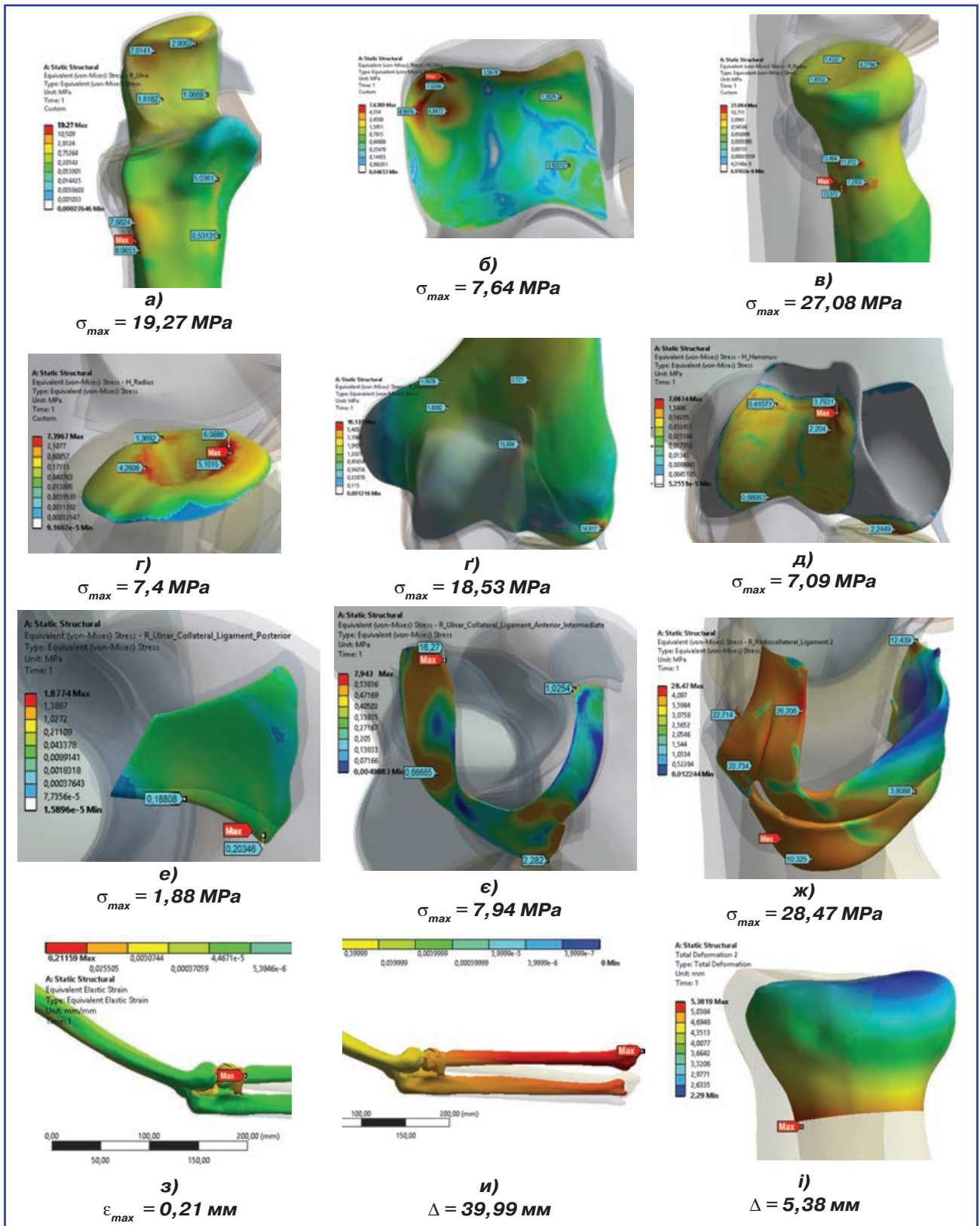


Рисунок 10. НДС моделі ЛС із пошкодженням *lig. collaterale ulnare* та інтактними кістковими елементами в положенні розгинання 175° : а) напруження на ліктьовій кістці; б) на хрящі ліктьової кістки; в) на головці променевої кістки; г) на хрящі променевої кістки; р) на плечовій кістці; д) на хрящі плечової кістки; е) на *lig. collaterale ulnare posterior*; е) на *lig. collaterale ulnare anterior intermediate*; ж) на *lig. collaterale radiale* та *annulare radii*; з) максимальні деформації; и) загальні переміщення моделі ЛС; і) переміщення проксимального відділу променевої кістки

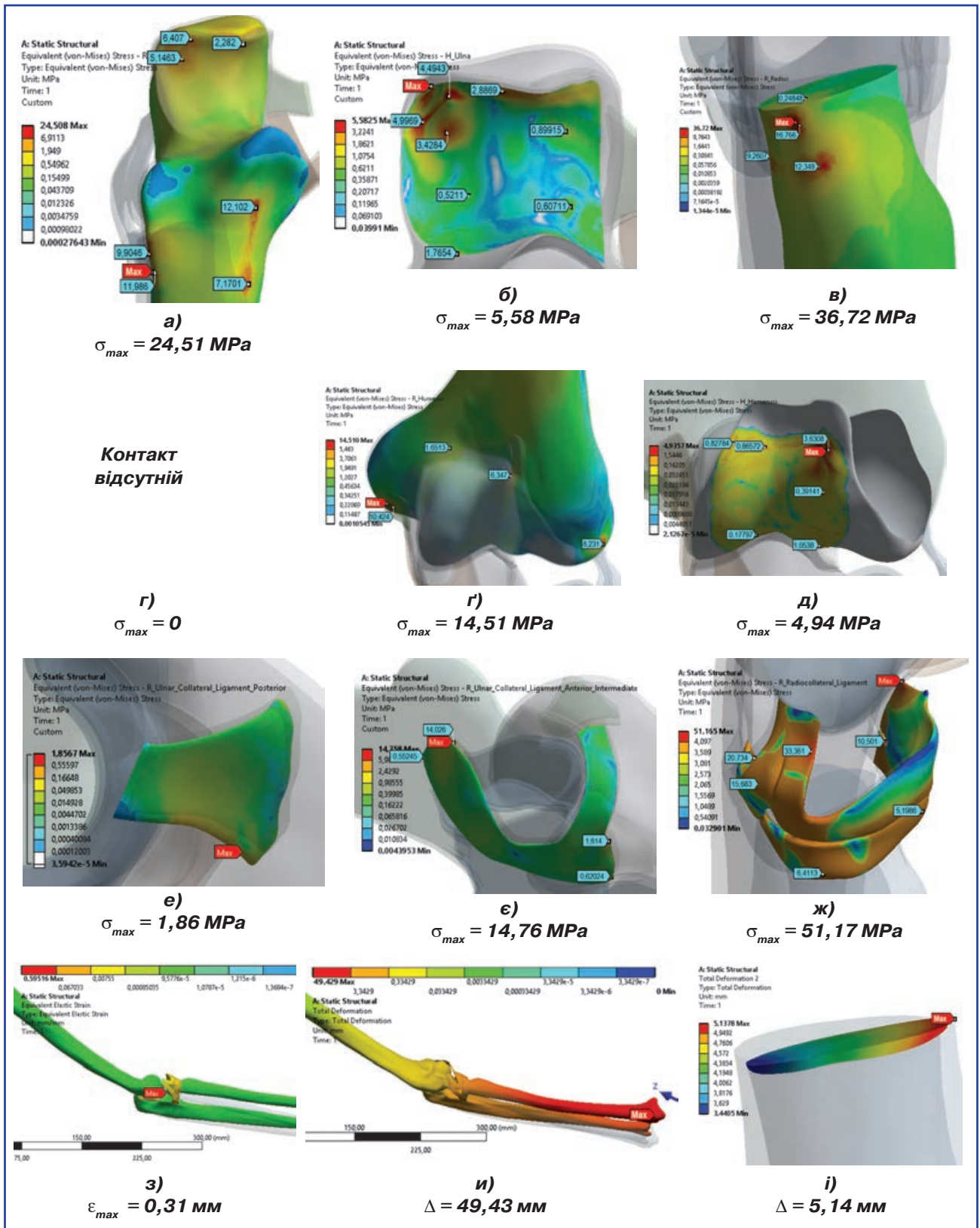


Рисунок 11. Основні зміни НДС моделі ЛС з пошкодженням *lig. collaterale ulnare* та дефектом головки променевої кістки 15 мм у положенні розгинання 175°: а) напруження на ліктьовій кістці; б) на хрящі ліктьової кістки; в) на променевої кістці; г) на хрящі променевої кістки; д) на плечовій кістці; е) на хрящі плечової кістки; є) на *lig. collaterale ulnare posterior*; ж) на *lig. collaterale ulnare anterior intermediate*; з) максимальні деформації; и) загальні переміщення моделі ЛС; і) переміщення проксимального відділу променевої кістки

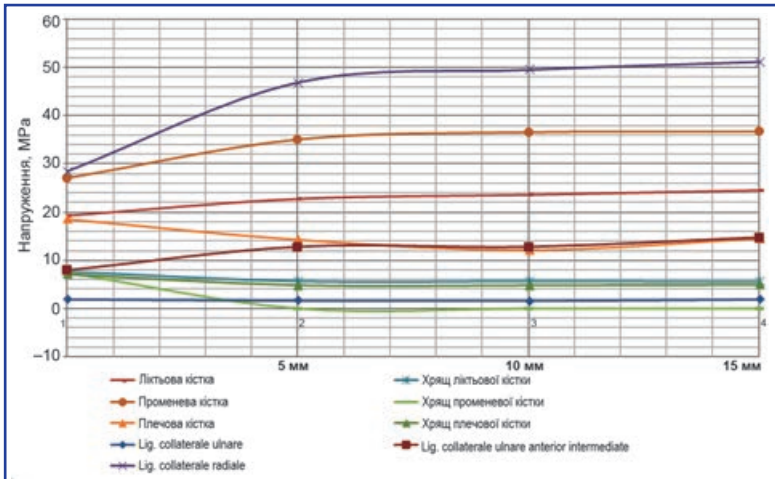


Рисунок 12. Динаміка показників НДС на елементах моделі ЛС залежно від розміру дефекту головки променевої кістки (5–10–15 мм) при наявності пошкодження lig. collaterale ulnare

Це також відбувається за рахунок зростання показників осевих переміщень проксимального відділу променевої кістки за віссю X (Directional Deformations) у ділянці дефекту її головки із наближенням до суглобової поверхні надвиростка плечової кістки (рис. 13). Із збільшенням величини дефекту з 5 до 10 та 15 мм показники переміщень цієї ділянки збільшуються з $\Delta = 4,41$ мм до $\Delta = 6,22$ мм та $\Delta = 13,3$ мм відповідно.

Переміщення літтьової кістки (рис. 14) зменшуються з $\Delta = 11,37$ мм при інтактній головці променевої кістки із наступним зростанням до $\Delta = 9,71$ мм, $\Delta = 9,29$ мм та $\Delta = 10,51$ мм при збільшенні величини дефекту з 5 до 10 та 15 мм.

Пошкодження lig. collaterale ulnare, комбіноване з дефектом головки променевої кістки 15 мм, викликає зростання показників загальних переміщень моделі (Total Deformation) в 1,2 раза. При цьому показники загальних переміщень проксимального відділу променевої кістки (головки) зменшилися на 4 %. Дефект головки 15 мм викликав додаткові переміщення проксимального відділу променевої кістки за віссю X (Directional Deformation)

до 13,3 мм. Зростання показників переміщень одночасно супроводжується зростанням показників напружень на літтьовій кістці на 27 %, променевої кістки — на 36 % та на ділянках кріплення lig. collaterale ulnare anterior intermediate і lig. collaterale radiale до кістки (в 1,8 раза).

Обговорення

Пошкодження lig. collaterale radiale з інтактними кістковими елементами у положенні розгинання 175° за рахунок девіації дистального відділу передпліччя (ПК), призводить до зростання показників загальних переміщень усієї моделі ЛС (Total Deformation) та загальних переміщень проксимального відділу ПК (головки), які відображують прогресуюче зниження стабільності моделі ЛС. За рахунок зростання явищ нестабільності ЛС збільшуються й показники напружень у ділянках контакту суглобових поверхонь літтьової та плечової кісток, а саме по латеральній поверхні incisura semilunaris літтьової кістки, створюючи своєрідні концентратори напружень, які при динамічному навантаженні можуть бути пусковими факторами розвитку деструктивних явищ у зазначених ділянках.

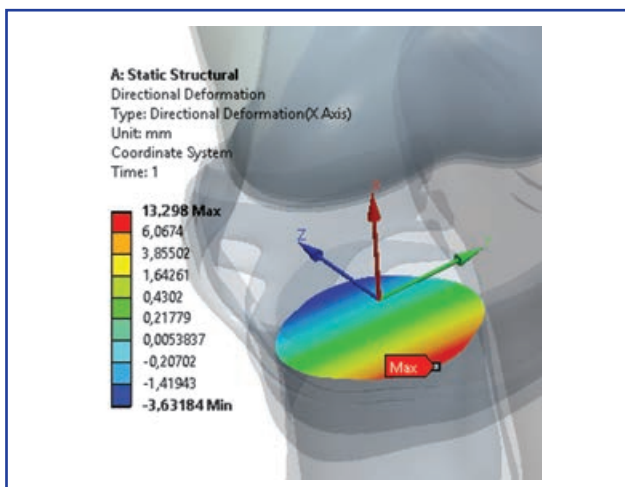


Рисунок 13. Переміщення моделі за віссю X (Directional Deformation) у ділянці дефекту головки променевої кістки 15 мм при наявності пошкодження lig. collaterale ulnare

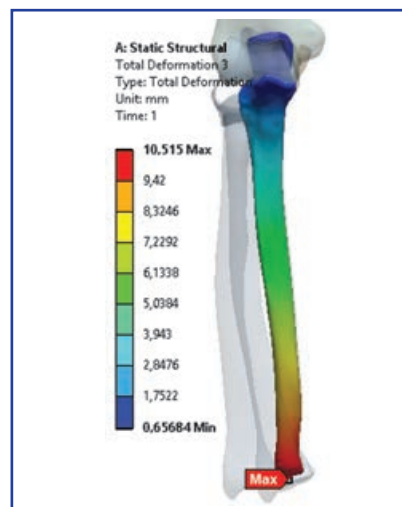


Рисунок 14. Переміщення літтьової кістки при наявності пошкодження lig. collaterale ulnare та дефекту головки променевої кістки 15 мм

Таблиця 6. Динаміка НДС на елементах моделі ЛС залежно від розміру дефекту головки променевої кістки при наявності пошкодження *lig. collaterale ulnare* (положення розгинання 175°)

Елементи моделі ЛС	Показники напружень, МПа			
	Інтактна головка променевої кістки	Дефект головки променевої кістки, мм		
		5	10	15
Ліктьова кістка	19,27	22,74	23,59	24,51
Хрящ суглобової поверхні ліктьової кістки	7,64	5,65	5,66	5,58
Променева кістка	27,08	35,08	36,57	36,72
Хрящ суглобової поверхні променевої кістки	7,4	–	–	–
Плечова кістка	18,53	14,26	12,12	14,51
Хрящ суглобової поверхні плечової кістки	7,09	4,83	4,81	4,94
<i>Lig. collaterale ulnare</i>	1,88	1,61	1,56	1,86
<i>Lig. collaterale ulnare anterior intermediate</i>	7,94	12,82	12,81	14,76
<i>Lig. collaterale radiale</i>	28,47	46,88	49,51	51,165
Деформації	0,212	0,271	0,277	0,308
Загальні переміщення моделі (Total Deformation)	39,99	52,27	57,26	49,43
Загальні переміщення проксимального відділу променевої кістки	5,38	11,15	9,17	5,14
Переміщення проксимального відділу променевої кістки за віссю X (Directional Deformation)	–	4,41	6,22	13,3
Переміщення ліктьової кістки	–	9,71	9,29	10,51

Таблиця 7. Порівняльний аналіз змін показників НДС на елементах моделі ЛС при відсутності пошкодження *lig. collaterale radiale* [12] з інтактними кістковими елементами та при пошкодженні *lig. collaterale ulnare* в умовах дефекту головки променевої кістки 15 мм

Елементи моделі ЛС	Показники напружень, МПа	
	Інтактна <i>lig. collaterale ulnare</i>	Пошкоджена <i>lig. collaterale ulnare</i> + дефект головки 15 мм
Ліктьова кістка	19,27	24,51
Хрящ суглобової поверхні ліктьової кістки	7,64	5,58
Променева кістка	27,08	36,72
Хрящ суглобової поверхні променевої кістки	7,4	–
Плечова кістка	18,53	14,51
Хрящ суглобової поверхні плечової кістки	7,09	4,94
<i>Lig. collaterale ulnare</i>	1,88	1,86
<i>Lig. collaterale ulnare anterior intermediate</i>	7,94	14,76
<i>Lig. collaterale radiale</i>	28,47	51,1
Деформації	0,212	0,308
Загальні переміщення моделі (Total Deformation)	39,99	49,43
Загальні переміщення проксимального відділу променевої кістки	5,38	5,14
Переміщення проксимального відділу променевої кістки за віссю X (Directional Deformation)	–	13,3
Переміщення ліктьової кістки	–	10,51

Зосередження максимальних значень напружень у ділянках кріплення lig. collaterale radiale до кістки із перевищенням допустимих може бути фактором пошкодження цих ділянок.

Пошкодження lig. collaterale radiale, комбіноване з дефектом головки ПК 5 мм, обумовлює ще більше зростання показників загальних переміщень моделі ЛС (Total Deformation) та загальних переміщень проксимального відділу ПК (головки) порівняно з моделлю

ЛС з інтактною головкою ПК, але подальше збільшення величини дефекту до 10 та 15 мм призводить до зменшення цих показників загальних переміщень моделі. При цьому одночасно зростають показники переміщень проксимального відділу ПК у ділянці дефекту її головки (за віссю X). Це відбувається за рахунок наближення ділянки дефекту до суглобової поверхні латерального надвиростка плечової кістки у зв'язку з асиметричністю навантаження на суглобові поверхні

Таблиця 8. Зміни показників НДС на елементах моделі ЛС залежно від наявності пошкодження lig. collaterale radiale та lig. collaterale ulnare при різних розмірах дефекту головки променевої кістки (5–15 мм)

Елементи моделі ЛС	Показники напружень, МПа											
	Інтактні зв'язки				Пошкодження lig. collaterale radiale				Пошкодження lig. collaterale ulnare			
	Величина дефекту головки променевої кістки											
	Відсутній	5 мм	10 мм	15 мм	Відсутній	5 мм	10 мм	15 мм	Відсутній	5 мм	10 мм	15 мм
Ліктьова кістка	6,49	7,75	7,75	8,86	29,78	29,92	32,2	39,82	19,27	22,74	23,59	24,51
Хрящ суглобової поверхні ліктьової кістки	5,2	5,62	5,62	6,6	9,61	7,78	7,79	9,07	7,64	5,65	5,66	5,58
Променева кістка	7,17	15,07	17,37	16,8	34,31	36,02	37,84	40,02	27,08	35,08	36,57	36,72
Хрящ суглобової поверхні променевої кістки	5,22	–	–	–	7,66	–	–	–	7,4	–	–	–
Плечова кістка	6,65	10,14	16,15	14,59	8,53	16,15	16,55	10,58	18,53	14,26	12,12	14,51
Хрящ суглобової поверхні плечової кістки	7,59	4,81	4,81	5,68	8,8	6,64	6,64	7,66	7,09	4,83	4,81	4,94
Lig. collaterale ulnare	6,57	7,06	7,06	8,02	11,72	9,06	9,05	10,25	1,88	1,61	1,56	1,86
Lig. collaterale ulnare anterior intermediate	1,18	2,82	2,82	4,75	2,78	6,93	6,93	9,24	7,94	12,82	12,81	14,76
Lig. collaterale radiale	7,36	26,87	29,06	32,64	38,7	43,85	44,06	52,4	28,47	46,88	49,51	51,165
Деформації	0,19	0,271	0,291	0,308	0,442	0,455	0,458	0,595	0,212	0,271	0,277	0,308
Загальні переміщення моделі (Total Deformation)	24,37	32,24	33,25	33,39	44,24	67,67	66,86	53,01	39,99	52,27	57,26	49,43
Загальні переміщення проксимального відділу променевої кістки	3,72	11,15	11,15	5,13	5,7	16,41	15,08	9,3	5,38	11,15	9,17	5,14
Переміщення проксимального відділу променевої кістки за віссю X (Directional Deformation)	–	–	–	–	–	5,04	7,34	12,14	–	4,41	6,22	13,3
Переміщення ліктьової кістки	–	–	–	–	8,67	10,73	12,88	18,19	11,37	9,71	9,29	10,51

ЛС. Зростання розміру дефекту головки ПК одночасно супроводжується значним зростанням показників напружень на ліктьовій кістці, ПК та на ділянках кріплення lig. collaterale radiale і lig. collaterale ulnare anterior intermediate до кістки. Із збільшенням величини дефекту в цих умовах зростає показник загальних переміщень ліктьової кістки.

Пошкодження lig. collaterale ulnare з інтактними кістковими елементами за рахунок девіації дистального відділу передпліччя (ПК) призводить до зростання показників загальних переміщень усієї моделі ЛС та проксимального відділу ПК (головки). Однак ці зростання менші, ніж при пошкодженні lig. collaterale radiale. За рахунок зростання явищ нестабільності ЛС відзначається зростання показників напружень на ліктьовій кістці, ПК, плечовій кістці та ділянках кріплення пошкодженої lig. collaterale ulnare anterior intermediate до медіального виростка плечової кістки, а також на ділянках кріплення lig. collaterale radiale до ПК. Одночасно спостерігається збільшення й показників напружень у ділянках контакту суглобових поверхонь ліктьової та плечової кісток, а саме по латеральній поверхні incisura semilunaris ліктьової кістки. Зростання показників напружень при пошкодженні lig. collaterale ulnare також менші, ніж при пошкодженні lig. collaterale radiale.

При пошкодженні lig. collaterale ulnare, комбінованому з дефектом головки ПК 5 мм, відбувається подальше зростання показників загальних переміщень моделі (Total Deformation) та зростання показників загальних переміщень проксимального відділу ПК, які є критерієм стабільності моделі ЛС. Зростання показників переміщень одночасно супроводжується значним зростанням показників напружень на ліктьовій кістці, ПК та на ділянках кріплення lig. collaterale ulnare anterior intermediate до кістки і lig. collaterale radiale. Збільшення розміру дефекту головки ПК до 10–15 мм викликає спочатку зростання показників загальних переміщень моделі (Total Deformation), а потім їх зниження. Одночасно показники загальних переміщень проксимального відділу ПК демонструють послідовне їх зменшення, яке супроводжується зростанням показників осьових переміщень проксимального відділу ПК за віссю X (Directional Deformations) в ділянці дефекту головки з її наближенням до суглобової поверхні надвиростка плечової кістки. Із збільшенням величини дефекту показник загальних переміщень ліктьової кістки також зростає, але незначно, та це зростання відбувається повільніше, ніж це відбувається при пошкодженні lig. collaterale radiale. Якщо додати показники загальних переміщень моделі (Total Deformation) та показників осьових переміщень проксимального відділу ПК за віссю X (Directional Deformations) у ділянці дефекту головки, то можна побачити, що пошкодження lig. collaterale ulnare призводить до більш значного порушення стабільності ЛС, ніж при пошкодженні lig. collaterale radiale.

Як показали наші дослідження, збільшення величини дефекту головки ПК при її переломах (інтраопера-

ційне видалення пошкоджених фрагментів головки) на фоні пошкодження колатеральних зв'язок ЛС сприяє прогресуючому збільшенню явищ нестабільності ЛС із значним порушенням нормальної біомеханіки рухів у суглобі, із перерозподілом навантажень на його суглобові поверхні, із можливим розвитком у них артрозних змін. Доцільно уникати видалення фрагментів при переломах головки променевої кістки, яка є основою пасивної стабілізації ліктя, та вживати заходів щодо відновлення цілісності колатеральних зв'язок та стабільності суглоба.

Висновки

1. Пошкодження lig. collaterale radiale та lig. collaterale ulnare викликає збільшення показників загальних переміщень (Total Deformation) усієї моделі та загальних переміщень проксимального відділу променевої кістки (головки) за рахунок девіації дистального відділу передпліччя (променевої кістки), які відображають виникнення нестабільності ЛС у положенні розгинання 175°.

2. Із збільшенням величини дефекту головки променевої кістки на фоні пошкодження колатеральних зв'язок ЛС відбувається пропорційне порушення стабільності ЛС. При цьому пошкодження lig. collaterale ulnare призводить до більш значного порушення стабільності ЛС, ніж при пошкодженні lig. collaterale radiale, за рахунок суми загальних переміщень (Total Deformation) дистального відділу передпліччя (девіації) та осьових переміщень проксимального відділу ПК (Directional Deformations) у ділянці дефекту головки, із її наближенням до суглобової поверхні надвиростка плечової кістки.

3. Пошкодження колатеральних зв'язок ЛС, комбіноване з дефектом головки ПК, призводить до асиметричності навантаження на суглобові поверхні ЛС, за рахунок чого виникає зростання напружень на контактних ділянках суглобового хряща ліктьової та плечової кісток, на залишках пошкоджених зв'язок та у місцях їх кріплення до ліктьової та променевої кісток.

4. Значний зріст показників НДС у місцях кріплення колатеральних зв'язок ЛС до кістки, у тому числі й на пошкоджених, може бути пояснений перерозподілом навантаження на зв'язковий апарат ЛС в умовах його нестабільності, при девіації дистального відділу променевої та ліктьової кісток та може викликати їх пошкодження.

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

Список літератури

1. An K.N., Morrey B.F., Chao E.Y. *The effect of partial removal of proximal ulna on elbow constraint // Clin. Orthop.* — 1986. — Vol. 209. — P. 270-279.
2. Armstrong A.D., Dunning C.E., Faber K.J. et al. *Rehabilitation of the medial collateral ligament-deficient elbow: an in vitro biomechanical study // J. Hand Surg. [Am].* — 2000. — Vol. 25, № 6. — P. 1051-1057.

3. Beingessner D.M., Dunning C.E., Gordon K.D. et al. The effect of radial head fracture size on elbow kinematics and stability // *Journal of Orthopaedic Research*. — 2005. — № 23. — P. 210-217.

4. Court-Brown C.M., Caesar B.C. Overview of epidemiology of fractures // *Rockwood and Green's fractures in adults* / Ed. by R.W. Bucholz, J.D. Heckman, C.M. Court-Brown, K.J. Koval, P. Tornetta III, M.A. Wirth. — 6th ed. — Philadelphia; Baltimore; New York; London; Buenos Aires; Hong Kong; Sydney; Tokyo: Lipincott Williams and Wilkins, 2006. — P. 95-113.

5. Deutch S.R., Olsen B.S., Jensen S.L. et al. Ligamentous and capsular restraints to experimental posterior elbow joint dislocation // *Scand. J. Med. Sci. Sports*. — 2003. — Vol. 13, № 5. — P. 311-316.

6. Fornalski S., Gupta R, Lee T. Q. Anatomy and Biomechanics of the Elbow Joint // *Techniques in Hand and Upper Extremity Surgery*. — 2003. — Vol. 7, № 4. — P. 168-178.

7. Kubichek M., Florian Z. Stress strain analysis of knee joint // *Engineering Mechanics*. — 2009. — № 5, Vol. 16. — P. 315-322.

8. Morrey B.F., Chao E.Y. Passive motion of the elbow joint // *J. Bone Joint Surg.* — 1976. — Vol. 58A. — P. 501-508.

9. *The elbow and its disorders* / Ed. by B.F. Morrey. — Philadelphia, PA: WB Saunders, 2017. — 1200 p.

10. Заціорский В.М. Биомеханика двигательного аппарата человека / В.М. Заціорский, А.С. Аруин, В.Н. Селуянов. — М.: ФУС, 1981. — 143 с.

11. Карпинский М.Ю. Результаты моделирования поврежденной связочного аппарата коленного сустава / Карпинский М.Ю., Карпинская Е.Д., Шикота Р.А., Тяжелов А.А., Гончарова Л.Д. // *Травма*. — 2012. — Т. 13, № 3. — С. 165-171.

12. Лазарев І.А. Біомеханічне визначення навантаження на ліктьовий суглоб при переломах головки променевої кістки / Лазарев І.А., Курінний І.М., Страфун О.С., Скибан М.В. // *Травма*. — 2017. — Т. 18, № 2. — С. 7-16.

Отримано 13.09.2017 ■

Лазарев І.А., Куренной І.Н., Страфун А.С., Скибан М.В.
ГУ «Інститут травматології і ортопедії НАМН України», г. Київ, Україна

Биомеханическое определение стабильности локтевого сустава при переломах головки лучевой кости, комбинированных с повреждением коллатеральных связок

Резюме. Актуальность. Переломы головки лучевой кости являются частыми повреждениями, при которых широко используется удаление поврежденной головки лучевой кости [3]. При этом врачи, считая это вмешательством, не имеющим серьезных негативных последствий, не учитывают значительное нарушение стабильности сустава в результате такой операции. В случае повреждения типа «несчастливая триада» или в сочетании с повреждением коллатеральных связок удаление головки лучевой кости приводит не только к дополнительной потере анатомических соотношений, но и к утрате надежды на возвращение функции локтевого сустава (ЛС). **Цель работы.** Изучить факторы обеспечения стабильности в локтевом суставе в положении разгибания 175° в условиях дефекта головки лучевой кости 5–10–15 мм, комбинированного с повреждением коллатеральных связок локтевого сустава, при нагрузке 5 кг. **Материалы и методы.** Расчет напряженно-деформированного состояния элементов локтевого сустава методом конечных элементов на базе компьютерной 3D-модели Zygote Media Group, Inc. интактного локтевого сустава и сустава с дефектом головки лучевой кости 5–10–15 мм, комбинированным с повреждением коллатеральных связок, в положении разгибания 175° . Критериями оценки напряженно-деформированного состояния были напряжения по Мизису, контактные напряжения, максимальные деформации и перемещения. **Результаты.** В положении разгибания 175° изолированное повреждение lig. collaterale radiale вызывает значительный рост показателей общих перемещений модели (Total Deformation) на 81,5 % ($\Delta = 44,24$ мм) и перемещений проксимального отдела (головки) лучевой кости — на 53,2 % ($\Delta = 5,70$ мм), опосредованно являющихся критерием стабильности модели ЛС. Рост показателей общих перемещений одновременно сопровождается ростом показателей напряжений на локтевой кости в 4,6 раза ($\sigma_{max} = 29,78$ МПа), лучевой кости — в 4,8 раза ($\sigma_{max} = 34,31$ МПа)

и на участках крепления поврежденной lig. collaterale radiale к лучевой кости — в 5,3 раза ($\sigma_{max} = 38,7$ МПа). Повреждение lig. collaterale radiale, комбинированное с дефектом головки лучевой кости 15 мм, вызывает рост показателей общих перемещений модели (Total Deformation) в 2 раза ($\Delta = 53,01$ мм) и рост показателей перемещений проксимального отдела лучевой кости — в 2,5 раза ($\Delta = 9,3$ мм). Рост показателей перемещений одновременно сопровождается значительным ростом напряжений на локтевой кости — в 6 раз ($\sigma_{max} = 39,82$ МПа), лучевой кости — в 5 раз ($\sigma_{max} = 40,02$ МПа) и на участках прикрепления lig. collaterale ulnare anterior intermediate и lig. collaterale radiale к кости — в 7 раз ($\sigma_{max} = 52,4$ МПа). Изолированное повреждение lig. collaterale ulnare вызывает значительный рост показателей общих перемещений модели (Total Deformation) на 64,1 % ($\Delta = 39,99$ мм) и перемещений проксимального отдела (головки) лучевой кости — на 44,6 % ($\Delta = 5,38$ мм). При этом отмечается рост показателей напряжений на локтевой кости в 3 раза ($\sigma_{max} = 19,27$ МПа), лучевой кости — в 3,8 раза ($\sigma_{max} = 27,08$ МПа), плечевой кости — в 2,8 раза ($\sigma_{max} = 18,53$ МПа), участках прикрепления поврежденной lig. collaterale ulnare anterior intermediate к медиальному надмышелку плечевой кости — в 6,7 раза ($\sigma_{max} = 7,94$ МПа) и участках прикрепления lig. collaterale radiale к лучевой кости — в 3,9 раза ($\sigma_{max} = 28,47$ МПа). Повреждение lig. collaterale ulnare, комбинированное с дефектом головки лучевой кости 15 мм, вызывает рост показателей общих перемещений модели (Total Deformation) в 1,2 раза ($\Delta = 49,43$ мм). При этом показатели общих перемещений проксимального отдела лучевой кости (головки) уменьшились на 4 % ($\Delta = 5,14$ мм). Дефект головки 15 мм вызывает дополнительные перемещения проксимального отдела лучевой кости по оси X (Directional Deformation) до $\Delta = 13,3$ мм. Рост показателей перемещений одновременно сопровождается ростом напряжений на локтевой кости на 27 %

($\sigma_{max} = 19,27 \text{ MPa}$), лучевой кости — на 36 % ($\sigma_{max} = 27,08 \text{ MPa}$) и на участках крепления lig. collaterale ulnare anterior intermediate и lig. collaterale radiale к кости — в 1,8 раза ($\sigma_{max} = 28,47 \text{ MPa}$).

Выводы. По данным исследования, повреждение lig. collaterale radiale и lig. collaterale ulnare вызывает увеличение показателей общих перемещений (Total Deformation) всей модели и общих перемещений проксимального отдела лучевой кости (головки) за счет девиации дистального отдела предплечья (лучевой кости), которые отражают возникновение нестабильности ЛС в положении разгибания 175° . С увеличением величины дефекта головки лучевой кости на фоне повреждения коллатеральных связок ЛС происходит пропорциональное нарушение стабильности ЛС. Асимметричность нагрузки на суставные поверхности приводит к росту напряжений на контактных поверхностях локтевой и плечевой костей, в со-

ответствующих участках суставного хряща локтевой и плечевой костей, на остатках поврежденных связок и в местах их прикрепления к локтевой и лучевой кости. Повреждение lig. collaterale radiale приводит к более значительному нарушению стабильности ЛС, чем при повреждении lig. collaterale ulnare. Значительный рост показателей напряженно-деформированного состояния в местах прикрепления коллатеральных связок ЛС к кости, в том числе и на поврежденных, происходит за счет перераспределения нагрузки на связочный аппарат в условиях нестабильности ЛС и может вызвать их повреждение.

Ключевые слова: локтевой сустав; коллатеральные связки; перелом головки лучевой кости; конечно-элементное моделирование; напряженно-деформированное состояние; стабильность локтевого сустава

I.A. Lazarev, I.M. Kurennoy, A.S. Strafun, M.V. Skiban

State Institution "Institute of Traumatology and Orthopaedics of the NAMS of Ukraine", Kyiv, Ukraine

Biomechanical definition of the elbow stability at the radial head fractures combined with collateral ligament injury

Abstract. Background. Radial head fractures are frequent injuries, in which the damaged radial head removal is widely used [3]. At the same time, doctors, deeming that such intervention does not have serious negative consequences, do not take into consideration a significant violation of elbow stability as a result of such an operation. In case of injuries of "unfortunate triad" type or in combination with injury of collateral ligaments, the radiale head removal leads not only to an additional loss of anatomical relationships but also to a loss of hope for the return of the elbow function. The purpose of our work was to study the factors providing elbow stability in 175° extension position, under the conditions of the radiale head defect of 5–10–15 mm combined with collateral ligament damage, under load of 5 kg. **Materials and methods.** Calculations of the stress-strain state of elbow joint elements by the finite element method on the basis of the computer 3D model Zygote Media Group, Inc., of an intact elbow model and elbow with a radiale head defect of 5–10–15 mm combined with collateral ligament injury at the elbow in 175° extension position. Criteria for assessing the stress-strain state were von Mises stress, contact stresses, strain, total and directional deformation. **Results.** In the extensor position of 175° , isolated injury of the lig. collaterale radiale leads to a significant increase in the total deformation parameters of the elbow model — by 81.5 % ($\Delta = 44.24 \text{ mm}$) and total deformation of the proximal radius (radiale head) — by 53.2 % ($\Delta = 5.70 \text{ mm}$), which are the criterion of the stability of the elbow model. The increase in the total deformation parameters takes place simultaneously with the growth of stress parameters at the ulna — by 4.6 times ($\sigma_{max} = 29.78 \text{ MPa}$), at the radius — by 4.8 times ($\sigma_{max} = 34.31 \text{ MPa}$) and at the areas of the lig. collaterale radiale attachment to the bone — by 5.3 times ($\sigma_{max} = 38.7 \text{ MPa}$). Injury of the lig. collaterale radiale combined with radiale head 15 mm defect leads to 2 times increase in the total deformation parameters ($\Delta = 53.01 \text{ mm}$) with 2.5 times displacement of the proximal radius area ($\Delta = 9.3 \text{ mm}$). The increase of the total deformation rate are simultaneously associated with significant stress at the ulna — by 6 times ($\sigma_{max} = 39.82 \text{ MPa}$), at the radius — by 5 times ($\sigma_{max} = 40.02 \text{ MPa}$) and at the areas of attachment of the lig. collaterale ulnare anterior intermediate and lig. collaterale radiale to the bone — by 7 times ($\sigma_{max} = 52.4 \text{ MPa}$). Isolated injury of the lig. collateral ulnare causes a significant increase in the total deformation parameters of the elbow model by 64.1 % ($\Delta = 39.99 \text{ mm}$) and total deformation of the proximal radius (radiale head) — by

44.6 % ($\Delta = 5.38 \text{ mm}$). At the same time, there is an increase in stress parameters at the ulna by 3 times ($\sigma_{max} = 19.27 \text{ MPa}$), at the radius — by 3.8 times ($\sigma_{max} = 27.08 \text{ MPa}$), at the humerus — by 2.8 times ($\sigma_{max} = 18.53 \text{ MPa}$) and at the areas of attachment of the lig. collateral ulnare anterior intermediate to the medial humeral condyle — by 6.7 times ($\sigma_{max} = 7.94 \text{ MPa}$) and attachment of the lig. collaterale radiale to the radius — by 3.9 times ($\sigma_{max} = 28.47 \text{ MPa}$). Injury of the lig. collaterale ulnare combined with radial head 15 mm defect leads to 1.2 times increase in the total deformation parameters ($\Delta = 49.43 \text{ mm}$). In addition, the parameters of the total deformation of the proximal radius (radiale head) decreased by 4 % ($\Delta = 5.14 \text{ mm}$). The 15 mm radial head defect leads to an additional directional deformations of the affected area ($\Delta = 13.3 \text{ mm}$) by X-axis. The increase of the total deformation rate is simultaneously associated with significant stress at the ulna — by 27 % ($\sigma_{max} = 19.27 \text{ MPa}$), at the radius — by 36 % ($\sigma_{max} = 27.08 \text{ MPa}$) and at the areas of attachment of the lig. collaterale ulnare anterior intermediate and lig. collaterale radiale to the bone — by 1.8 times ($\sigma_{max} = 28.47 \text{ MPa}$). **Conclusions.** According to the study, injury of the lig. collaterale radiale and the lig. collaterale ulnare causes an increase in the total deformation of the entire model and the total deformation of the proximal radius (radiale head), due to the deviation of the distal forearm (radius), which reflect the elbow instability in the 175° extension position. Increase in the radial head defect size combined with collateral ligament injury associates with a proportional violation of the elbow stability. The asymmetrical loading to the articular surfaces leads to an increase of the stress at the ulnare and humeral contact surfaces in the corresponding areas of the articular cartilage, at the injured ligaments and at their attachments to the ulna and radius. Injury of the lig. collaterale ulnare causes a more significant violation of the elbow stability than the lig. collaterale radiale injury, due to the total deformation of the distal part of the forearm (deviation) and the proximal part of the radius axial displacements (directional deformations) of the radiale defect area, with its approach to the articular surface of the humeral condyle. Significant growth in the indicators of the stress-strain state in the places of attachment of collateral ligaments to the bone, including the damaged ones, occurs due to the redistribution of the load on the ligamentous apparatus under conditions of elbow instability and can cause their damage.

Keywords: elbow joint; collateral ligaments; radial head fracture; finite elements modeling; stress-strain state; elbow stability