

Лазарев І.А., Страфун О.С., Скибан М.В.

ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ, Україна

Біомеханічний розрахунок навантаження на структури ліктьового суглоба при його одномоментній мануальній редресациї

Резюме. Критичні навантаження на структури ліктьового суглоба (ЛС) під час одномоментної мануальної редресациї згинально-розгинальної контрактури обумовлюють актуальність досліджень у цьому напрямку з метою запобігання розвитку ускладнень та виникнення рецидиву контрактур. Для розрахунків напружено-деформованого стану структур ліктьового суглоба застосовували аналітичний метод (АМ) і метод скінченних елементів (МСЕ). Застосовували модифіковану комп'ютерну 3D-модель компанії Zygote Media Group, Inc. Розрахунки робили в умовах додаткового навантаження на ліктьовий суглоб зовнішньою силою 40 Н, необхідною для здійснення пасивного руху у напрямку розгинання у діапазоні від 30° до 20° до моменту блокування руху патологічно зміненою капсулою та для здійснення пасивного руху у напрямку згинання у діапазоні від 98° до 110° до моменту блокування руху патологічно зміненою капсулою. АМ: отримано максимальні значення напружень на суглобовій поверхні ліктьової кістки при згинанні — 4,09 МПа, при розгинанні — 5,1 МПа. МСЕ: при пасивному розгинанні максимальні показники напружень цілої моделі — $\sigma_{\max} = 16,03$ МПа, локалізовані позасуглобово у проксимальному відділі плечової кістки. Максимальні значення деформацій — $\epsilon_{\max} = 0,08$ мм, локалізовані інтраартикулярно на хрящі суглобової поверхні ліктьової кістки. При пасивному згинанні максимальні показники напружень цілої моделі — $\sigma_{\max} = 16$ МПа, локалізовані позасуглобово у проксимальному відділі плечової кістки. Максимальні значення деформацій — $\epsilon_{\max} = 0,19$ мм, локалізовані інтраартикулярно на хрящі суглобової поверхні ліктьової кістки. Виявлено високу збіжність в показниках розрахунків МСЕ та результатів АМ, що може свідчити про їх достатню точність. Спроба здолання обмеження рухів у ЛС при пасивному русі спричиняє зростання значень напружень, які можуть перевищувати границю міцності тканин у цій ділянці, особливо у хворих на регіонарний чи системний остеопороз. Збільшення прикладеного зусилля при спробі здолання обмеження рухів у ЛС під загальним незоблюванням дозволяє одномоментно усунути згинально-розгинальну контрактуру ЛС, але й збільшує навантаження на суглобові поверхні, зв'язковий апарат і патологічно змінену капсулу з можливим їх подальшим пошкодженням, прогресуванням контрактури та розвитком явищ остеоартрозу. Плечова кістка під час маніпуляції також приймає на себе значні навантаження на згинання, що може призводити до виникнення залишкових напружень на ній з появою дистрофічних розладів. Для запобігання виникненню додаткового пошкодження структур ліктьового суглоба оптимально процедуру редресациї проводити під дією мінімальних навантажень, але збільшити їх час. Доцільно застосовувати систему дозованої статичної рухової реабілітації, яка дозволяє уникати перевантажень. При тяжких застарілих контрактурах із залученням в рубцевий процес великого обсягу сполучнотканинних структур (сухожилків, м'язів, бокових зв'язок і капсули суглоба) не слід вдаватися до одномоментної насильницької редресациї на операційному столі, а розпочати лікування з хірургічної мобілізації.

Ключові слова: ліктьовий суглоб; згинально-розгинальна контрактура; редресация; напружено-деформований стан

Вступ

Лікування пошкоджень ліктьового суглоба (ЛС) до цього часу залишається однією із складних і до кінця не вирішених проблем сучасної травматології та ортопедії. Вони посідають перше місце за кількістю ускладнень, які у 30 % випадків призводять до стійкої інвалідизації пацієнтів [1]. Ускладнення пов'язані як із складністю анатомії та біомеханіки ЛС, так і зі схильністю до параартикулярної осифікації зі швидким розвитком стійких контрактур.

Патогенез розвитку посттравматичних контрактур ЛС, за даними літератури, включає особливості його анатомії, складний характер переломів, пошкодження капсули і зв'язок, гематоми м'яких тканин, які збільшуються при спробах закритої репозиції, довготривалу фіксацію у гіпсовій пов'язці, відстрочене виконання оперативного втручання, його травматичність, неповну репозицію і недостатню фіксацію кісткових відламків при переломах, тривалу зовнішню післяопераційну іммобілізацію, а також нераціональну реабілітацію (пізній початок активних рухів, неадекватна редресація, призначення фізіопроцедур, тепла і масажу ліктьової ділянки).

Редресація суглоба — силове виправлення деформації або патологічної установки суглоба, це одна з методик суглобової корекції, заснована на виправленні контрактури мануально або з використанням спеціальних пристосувань. Метою цієї процедури є відновлення фізіологічного обсягу рухів у суглобі [8–10].

Редресація може проводитись поетапно або одномоментно за один сеанс залежно від складності патологічних змін. Одномоментна мануальна редресація ліктьового суглоба здійснюється під наркозом або місцевою анестезією. Лікар однією рукою охоплює плече пацієнта, а іншою тримає за кисть. Діючи передпліччям як важелем, здійснюється рух сегмента у напрямку, протилежному від викривлення. Такі маніпуляції проводяться кілька разів, а досягнутий результат фіксується гіпсовою пов'язкою. Якщо під час проведення процедури фахівець не вірно розраховує силу впливу на суглоб, то можливе виникнення навколосуглобових або внутрішньосуглобових переломів, розривів кровеносних судин з крововиливом, пошкодження нервів, що досить часто стає стимулом до розвитку нових рубців з прогресуванням контрактури [2].

Саме критичні навантаження на структури ЛС при його згинально-розгинальних контрактурах під час одномоментної мануальної редресації обумовлюють актуальність досліджень у цьому напрямку з метою запобігання розвитку ускладнень та виникнення рецидиву контрактур.

Мета роботи: розрахунок навантажень на структури ЛС при його згинально-розгинальних контрактурах під час одномоментної мануальної редресації.

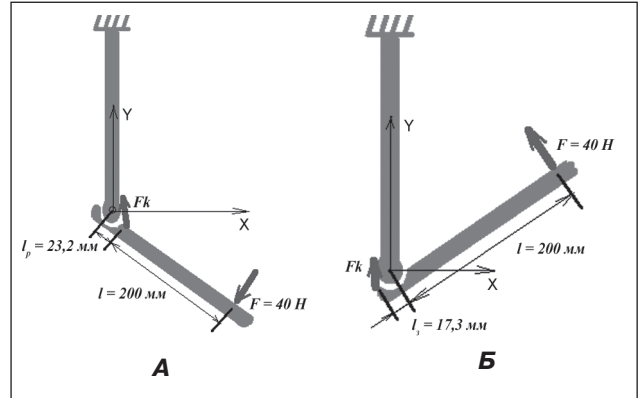


Рисунок 1. Розрахункова схема з діючими силами в моделі ЛС при розгинанні (А) та згинанні (Б)

Матеріали та методи

Для розрахунків напружено-деформованого стану (НДС) структур ліктьового суглоба застосовували аналітичний метод (АМ) і метод скінченних елементів (МСЕ). Для АМ використовували схематичне зображення ліктьового суглоба в двох положеннях — при куті флексії 20° з подальшим блокуванням рухів у напрямку розгинання патологічно зміненою капсулою по його передній поверхні та при куті флексії 110° з подальшим блокуванням рухів у напрямку згинання патологічно зміненою капсулою по його задній поверхні. На рис. 1 наведено розрахункова схема з діючими силами в моделі ЛС.

Сила $F = 40 \text{ Н}$, яка діє на відстані $l = 200 \text{ мм}$ для здійснення пасивного руху до кінцевого положення під час спроби подолання контрактури; Fk — сила жорсткості капсули; $\alpha = 0$ в положенні ЛС 90°; F_{Rx} та F_{Ry} — суглобові реакції по осях X та Y.

Застосування аналітичних методів вимагає введення в розрахунки певних спрощень і припущень. Консервативно прийнято:

- критичне зростання напружень при згинанні кінцівки виникає в ліктьовому суглобі у діапазоні рухів 98–110° флексії;
- критичне зростання напружень при розгинанні кінцівки виникає в ліктьовому суглобі у діапазоні рухів 30–20° флексії;
- границя текучості (σ) для кісткової тканини (навантаження, при якому починається пластична деформація) — 3,5 МПа.

У такому випадку будемо вважати, що в місцях контактів у ліктьовому суглобі напруження досягають границі текучості кістки (тобто наближаються до межі пружних деформацій) за умов зростання модулю Юнга на капсулі.

Тоді

$$[\sigma] = \frac{F_R}{N} = > F_R = [\sigma] \cdot N,$$

де F_R — сумарна сила (Н), що діє на ліктьовий суглоб, N — площа (мм^2), на яку діє сумарна сила.

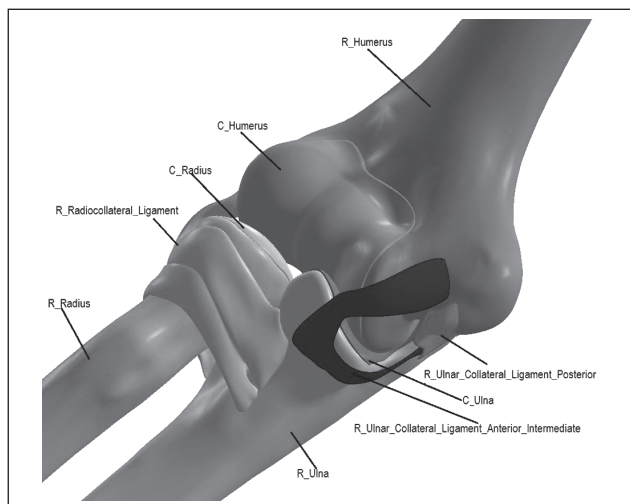


Рисунок 2. Модель ліктьового суглоба (Zygotе Media Group, Inc., США)

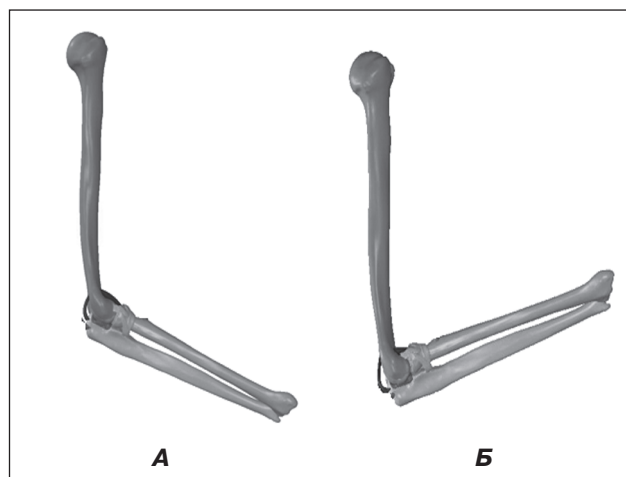


Рисунок 3. Геометричні моделі ліктьового суглоба у положенні згинання 20° (А) та 110° (Б)

Оскільки розглядається суглоб з порушеними біомеханічними властивостями, для більшої точності введено градієнт напружень, тобто будемо вважати, що має місце виникнення точкових напружень — реальна площа контакту буде набагато меншою. За цих умов введено поправочний коефіцієнт 0,3, тобто для підвищення точності розрахунків контактну поверхню штучно зменшено до 30 %.

Значення площі контакту отримано з літературних джерел [6]. Методом лінійної інтерполяції визначено потрібні значення контактних поверхонь: кут згинання 110° — площа контакту 77,54 мм; кут згинання 20° — площа контакту 97,21 мм.

Значення загальної сили, що діє на суглобову капсулу при згинанні (F_z) та розгинанні (F_p), отримано з [4].

Розрахунки напружено-деформованого стану елементів ЛС здійснювали на модифікованій комп'ютерній 3D-моделі компанії Zygotе Media Group, Inc.,

США (<http://www.3dscience.com>), що складається з плечової, ліктьової, променевої кістки, *lig. collateral ulnare* та *lig. collateral radiale*. Побудовано геометричні моделі ЛС у положенні згинання 20° та 110° (рис. 2, 3).

Застосовували метод скінченних елементів як чисельний метод розв'язання крайових задач механіки суцільних середовищ з використанням ЕОМ [6]. Розрахунки робили в умовах додаткового навантаження на ліктьовий суглоб зовнішньою силою 40 Н, необхідною для здійснення пасивного руху у напрямку розгинання у діапазоні від 30° до 20° до моменту блокування руху патологічно зміненою капсулою та для здійснення пасивного руху у напрямку згинання у діапазоні від 98° до 110° до моменту блокування руху патологічно зміненою капсулою (рис. 4). Значення сили отримано з [5]. Значення НДС визначали для кутів флексії ЛС 20° та 110°.

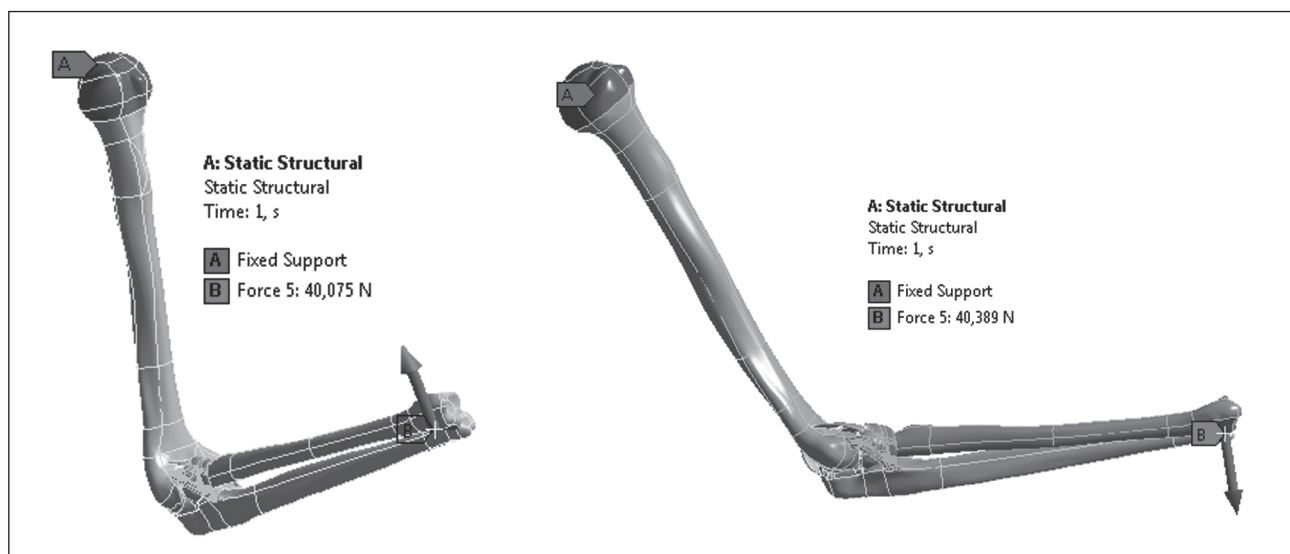


Рисунок 4. Граничні умови (ANSYS)

Механічні властивості матеріалів [7], що використовували для розрахунків, наведені у табл. 1. Модулі пружності для патологічно зміненої капсули ЛС отримано з [4].

Таблиця 1. Механічні властивості матеріалів 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
Патологічно змінена капсула	40–46	0,4

Для розрахунків введено поняття «допустимі напруження» σ , які дорівнюють

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

де n_m — коефіцієнти запасу (вводяться для зменшення консервативності при аналізі розрахунків), які для кістки — $n_m = 2,6$, а для зв'язки — $n_m = 1,5$.

Оскільки допустима границя міцності для кістки у даному випадку не відома, то

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

Згідно з [3], границя міцності зв'язок варіюється від 4,02 до 41,19 МПа.

Тому

$$\sigma = \frac{R_m^T}{n_m} = \frac{4,02...41,19}{1,5} = 2,687...27,46 \text{ МПа.}$$

Отже, враховуючи нижню границю міцності, максимальні напруження на кістці не повинні перевищувати 10,77 МПа, а на зв'язках — 2,68 МПа. У зв'язку з тим, що НДС суглобового хряща у даних задачах впливає на значення НДС моделі несуттєво (малі значення напружень та деформацій), а межі його міцності значно варіюють, то значення НДС на ньому розглядаються оглядово. Значення напружень на кістці близькі до граничних або перевищують допустимі, саме тому аналіз НДС доцільніше проводити саме за цим параметром, напруження незначно відрізняються від норми для всіх розрахунків.

На наступному етапі побудовано скінченно-елементну сітку. Для підвищення точності розрахунків у ділянці контактних поверхонь сітка ущільнена, з середнім розміром елемента не більше 1 мм, з переважанням тетраедричних елементів. Модель налічувала 434 848 точок та 247 556 елементів для моделі під дією сил у напрямку розгинання та 397 076 точок і 225 445 елементів для моделі під дією сил у напрямку згинання (рис. 5).

Підготовлені вхідні дані експортовано у програмне середовище Workbench програмного комплексу ANSYS для подальших математичних розрахунків. Для

аналізу НДС обрано основні критерії оцінки: напруження за Мізісом, контактні напруження, максимальні деформації та переміщення (Total Deformation).

При розрахунках розглянутої біомеханічної системи МСЕ були прийняті такі основні гіпотези і припущення:

— всі матеріали вважали однорідними та ізотропними з відомими фізико-механічними характеристиками (табл. 1);

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

Результати та обговорення Розрахунки аналітичним методом

Враховуючи, що

$$F_R = \sqrt{F_{R_x}^2 + F_{R_y}^2},$$

з розрахункових схем (рис. 1) отримуємо для згинання:

$$\Sigma X = 0: F_{R_x} + F \cos \alpha - F_{23} = 0: \rightarrow$$

$$F_{R_x} = F_3 - F \times \cos = 316,4 \text{ Н.}$$

$$\Sigma y = 0: F_{R_y} - F \sin \alpha = 0: \rightarrow$$

$$F_{R_y} = F \times \sin = 20 \text{ Н;}$$

$$F_{R_3} = F_x + F_y = 317,03 \text{ Н,}$$

для розгинання:

$$\Sigma X = 0: F_{R_x} + F \cos \alpha - F_{2p} = 0: \rightarrow$$

$$F_{R_x} = F_p - F \times \cos = 500 \text{ Н.}$$

$$\Sigma y = 0: F_{R_y} - F \sin \alpha = 0: \rightarrow$$

$$F_{R_y} = F \times \sin = 13,7 \text{ Н;}$$

$$F_{R_p} = F_x + F_y = 500,2 \text{ Н.}$$

Тоді, враховуючи ці значення, отримуємо максимальні значення напружень на суглобовій поверхні ліктьової кістки при згинанні:

$$[\sigma] = \frac{F_R}{N} = 317, \frac{03}{77}, 54 = 4,09 \text{ МПа,}$$

при розгинанні

$$[\sigma] = \frac{F_R}{N} = 500, \frac{02}{97}, 21 = 5,1 \text{ МПа.}$$

Тобто зі збільшенням жорсткості капсули ЛС напруження в ліктьовому суглобі досягають границі текучості для кісткової тканини. Збільшення навантажень на суглоб може призводити до виникнення пластичних деформацій (зминання кісткової тканини) або навіть до руйнування окремих елементів ЛС.

Розрахунки методом скінченних елементів

На рис. 6 наведено результати розрахунків напружень і деформацій цілої моделі в зборі при пасивному розгинанні. Як можна спостерігати, максимальні показники напружень на моделі ($\sigma_{\max} = 16,03$ МПа) локалізовані позасуглобово у проксимальному відділі плечової кістки. Максимальні значення деформацій ($\epsilon_{\max} = 0,08$ мм) локалізуються інтраартикулярно на хрящі суглобової поверхні ліктьової кістки.

На рис. 7 наведено результати розрахунків напружень та деформацій на кожному елементі моделі при пасивному розгинанні. Як можна спостерігати, максимальні значення показників напружень локалізовані на дистальному відділі плечової кістки у його позасуглобових ділянках ($\sigma_{\max} = 6,86$ МПа), а саме у ділянках кріплення суглобової капсули, де можливе виникнення пошкоджень. Менші значення напружень мають місце у зоні контакту на суглобовій поверхні проксимального відділу ліктьової кістки — *incisura trochlearis* ($\sigma_{\max} = 4,42$ МПа).

На рис. 8 наведено результати розрахунків напружень і деформацій цілої моделі в зборі при пасивному згинанні. Як можна спостерігати, максимальні показники напружень на моделі ($\sigma_{\max} = 16$ МПа) локалізовані позасуглобово у проксимальному відділі плечової кістки. Максимальні значення деформацій ($\epsilon_{\max} = 0,19$ мм) локалізуються інтраартикулярно на хрящі суглобової поверхні ліктьової кістки.

На рис. 9 наведено результати напружень і деформацій на кожному елементі моделі при пасивному згинанні. Як можна спостерігати, максимальні значення показників напружень локалізовані на колатеральних зв'язках ($\sigma_{\max} = 9,83$ МПа) та на хрящі суглобової поверхні ліктьової кістки ($\sigma_{\max} = 4,95$ МПа). Менші значення напружень мають місце на проксимальному відділі ліктьової кістки ($\sigma_{\max} = 2,92$ МПа), головки променевої кістки ($\sigma_{\max} = 1,82$ МПа), а також на передній та задній порціях суглобової капсули ($\sigma_{\max} = 2,12$ МПа).

Усі розрахунки у даній роботі здійснено на основі даних вимірювання параметрів контрактури за допомогою мануального м'язового тестера та кутоміра пацієнта О. з діагнозом «післятравматична артрогенна згинально-розгинальна контрактура лівого ліктьового суглоба». Спроба подолання контрактури з силою, більшою $F = 40$ Н, призводила до зростання больової реакції у ЛС. Виконання одномоментної мануальної редресації під загальним знеболюванням дозволяє збільшити прикладене зусилля для здолання обмеження при пасивному русі. Відповідно, відбувається зростання навантаження на суглобові поверхні та зв'язковий апарат ЛС. Графік залежності напружень на суглобових поверхнях ЛС та патологічно зміненої капсулі від прикладеного зусилля наведено на рис. 10.

Як бачимо на рис. 10, збільшення зусилля, спрямованого на здолання обмеження у ЛС, призводить до зростання напружень на суглобових поверхнях та патологічно зміненої капсулі, перевищуючи

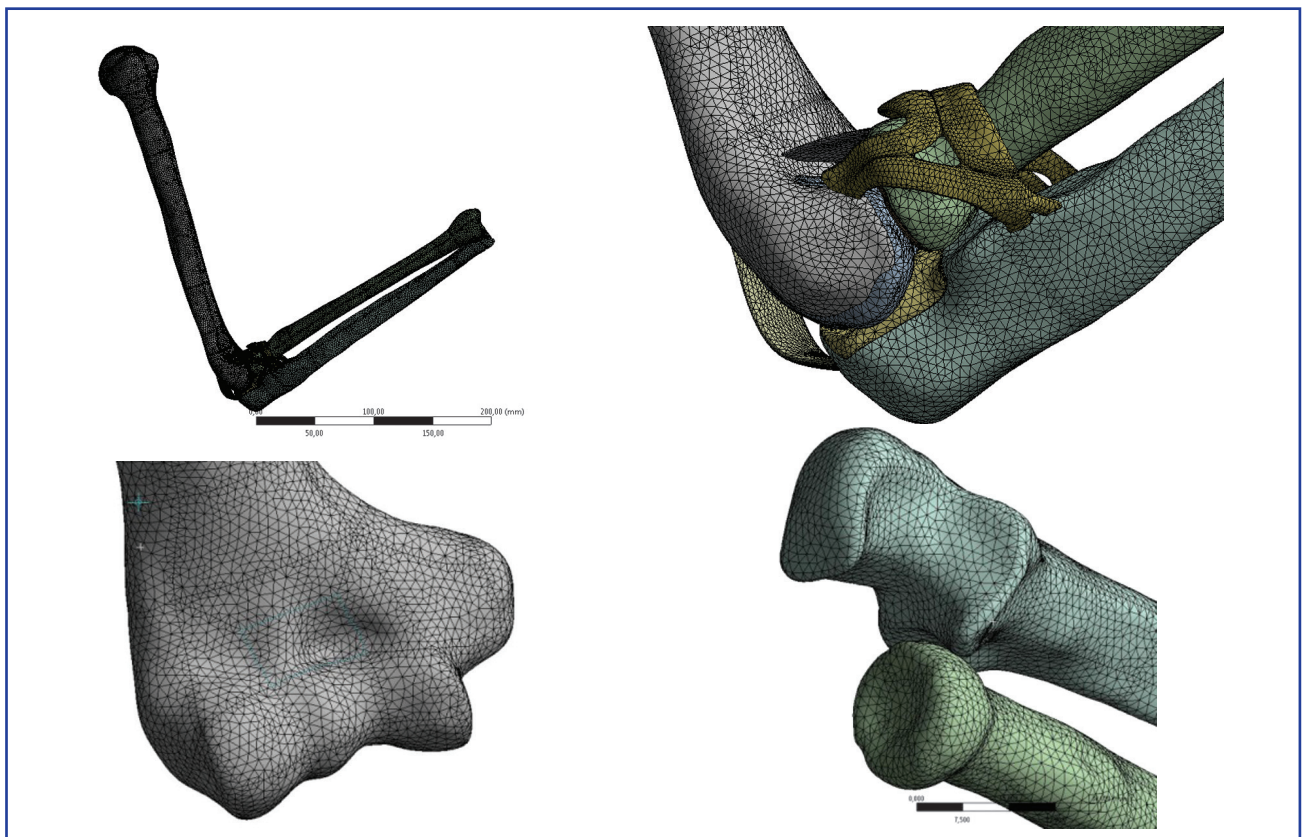


Рисунок 5. Скінченно-елементна сітка моделі ЛС

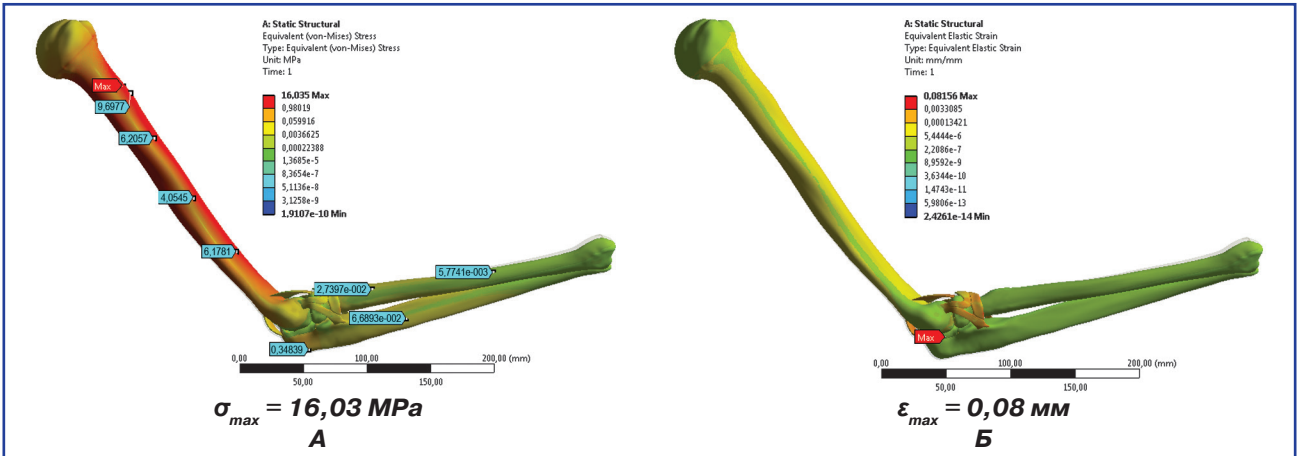


Рисунок 6. Напруження та деформації на моделі при розгинанні

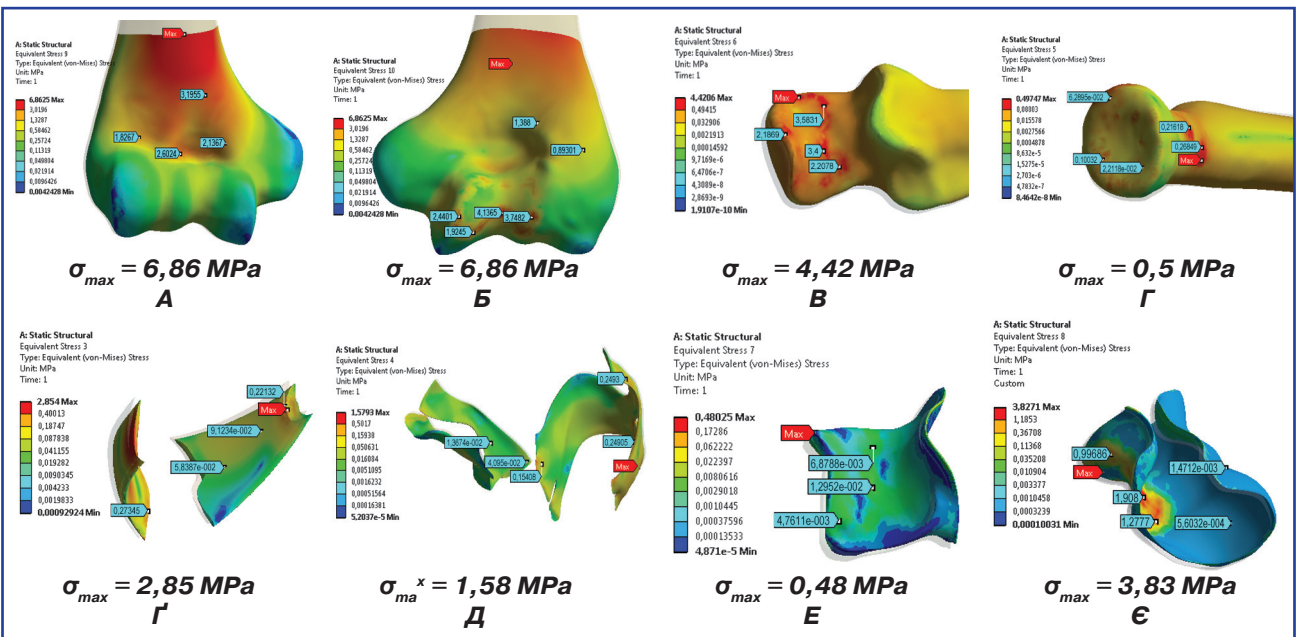


Рисунок 7. Напруження на елементах моделі при розгинанні у ЛС: А, Б – дистальний відділ плечової кістки; В – проксимальний відділ ліктьової кістки; Г – головка променевої кістки; Г – передня та задня порції суглобової капсули; Д – зв'язки; Е – хрящ суглобової поверхні ліктьової кістки; Е – хрящ суглобової поверхні плечової кістки

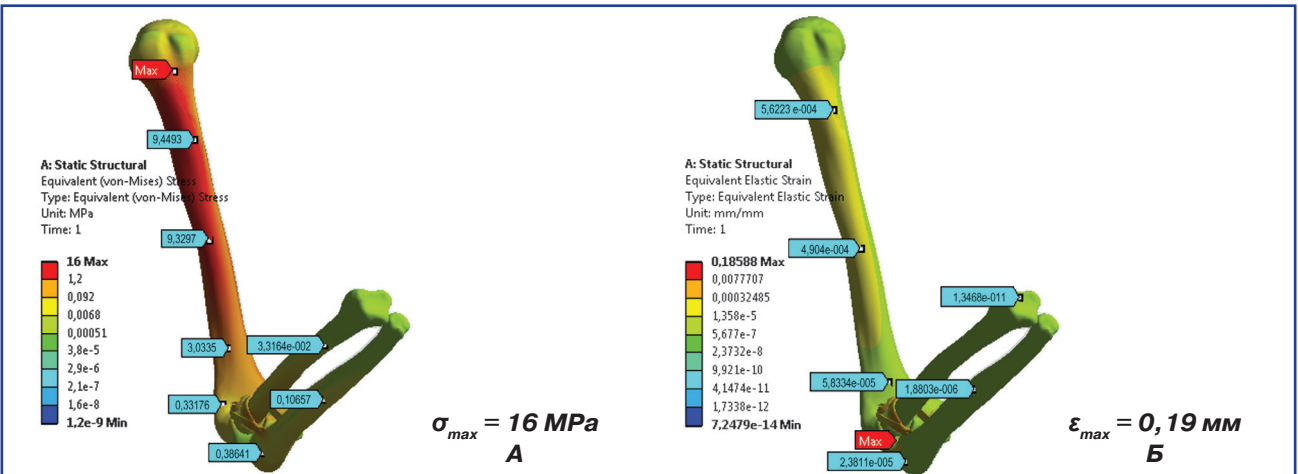


Рисунок 8. Напруження та деформації на моделі при згинанні

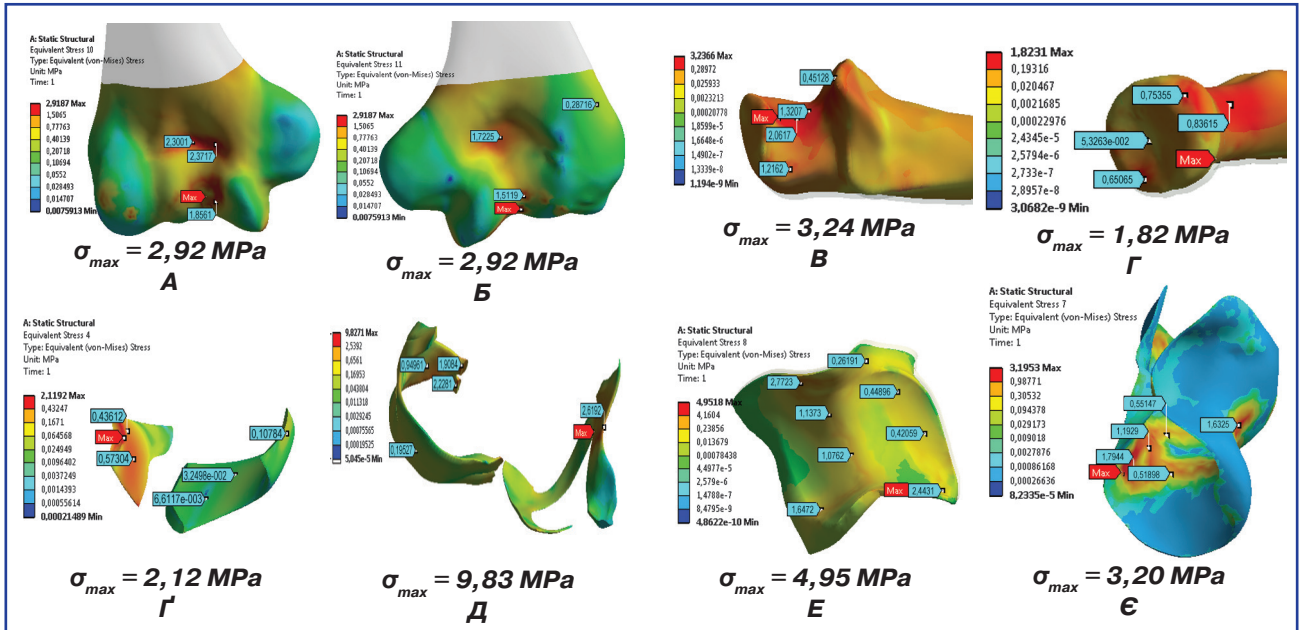


Рисунок 9. Напруження на елементах моделі при згинанні у ЛС: А, Б – дистальний відділ плечової кістки; В – проксимальний відділ ліктьової кістки; Г – головка променевої кістки; Г' – передня та задня порції суглобової капсули; Д – зв'язки; Е – хрящ суглобової поверхні ліктьової кістки; Є – хрящ суглобової поверхні плечової кістки

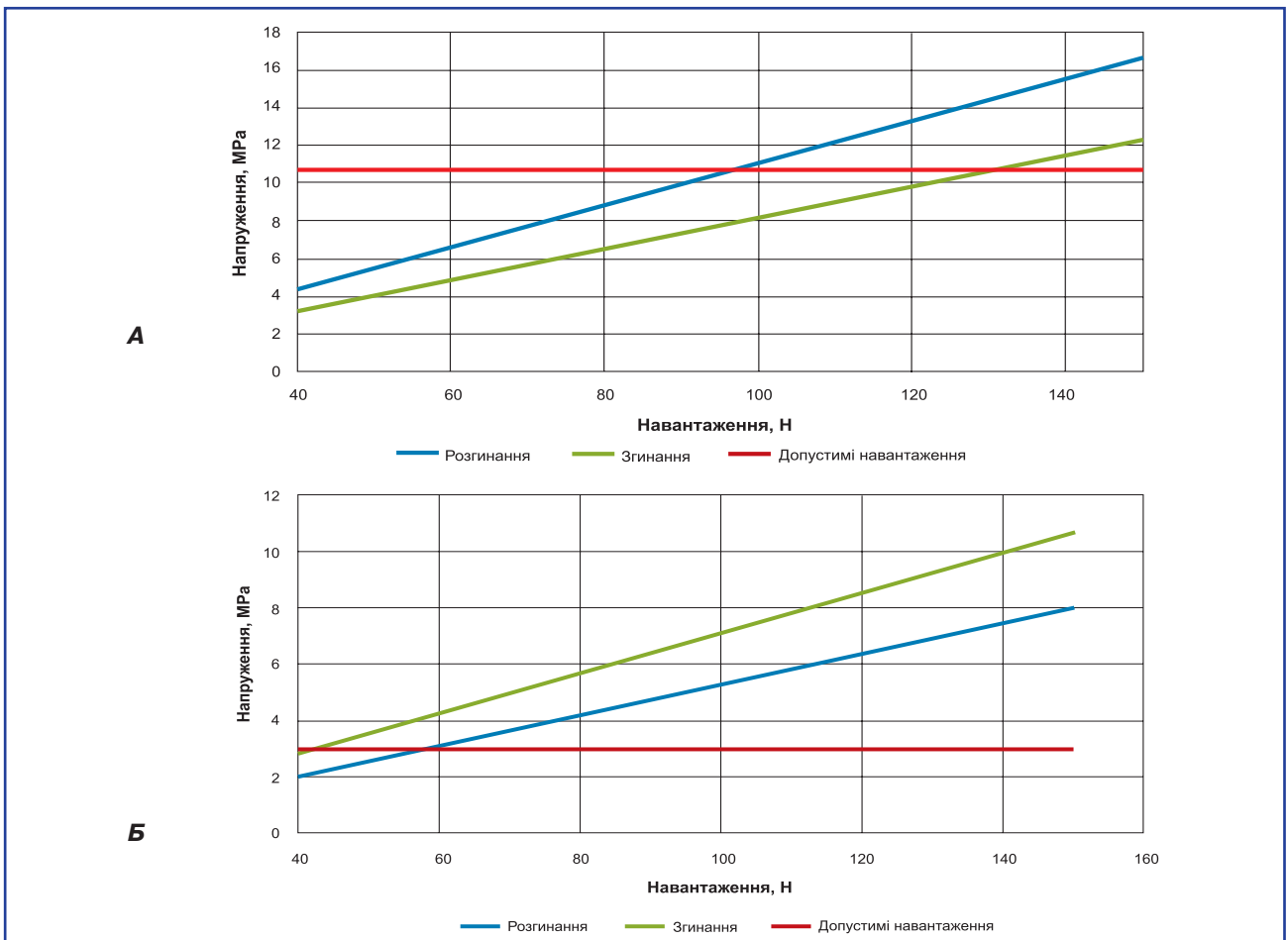


Рисунок 10. Графік залежності напружень на суглобових поверхнях ЛС (А) та патологічно зміненої капсулі (Б) від прикладеного зусилля

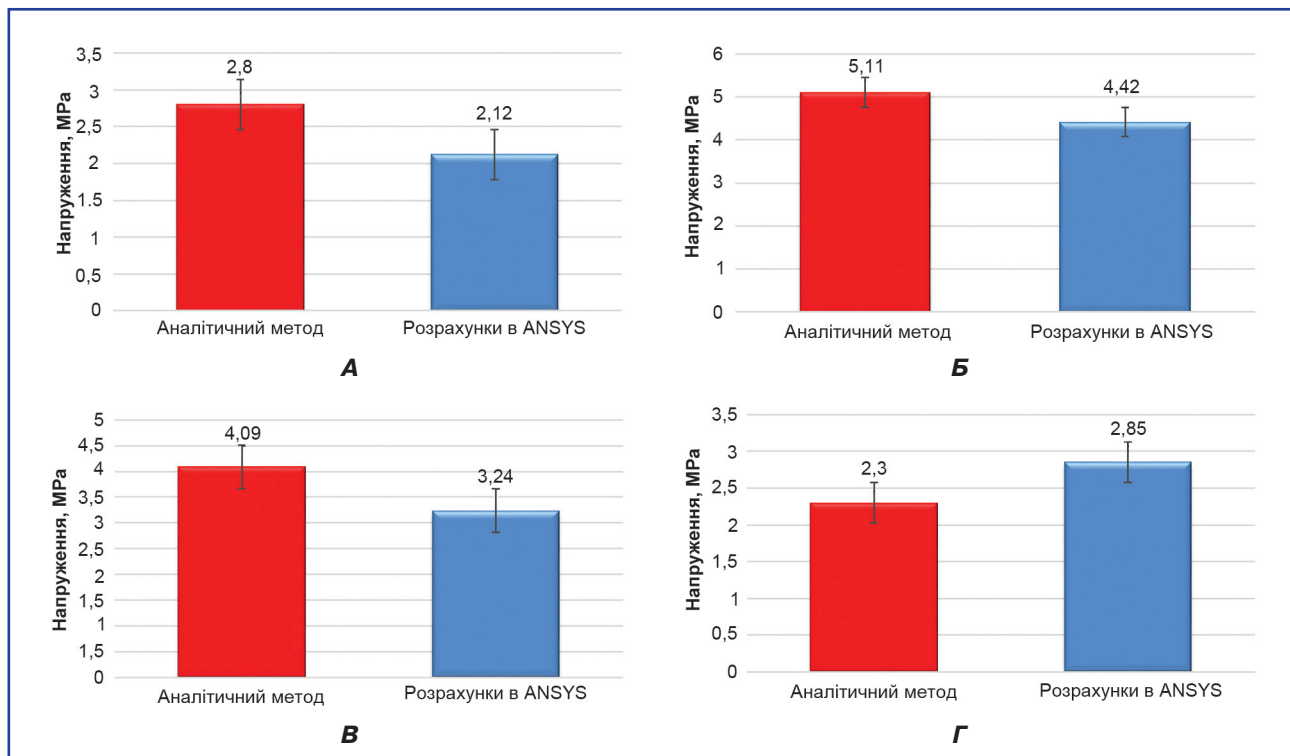


Рисунок 11. Показники напружень на суглобовій ділянці ліктьової кістки при розгинанні у ЛС (А), при згинанні (Б), на ураженій ділянці суглобової капсули при розгинанні у ЛС (В), при згинанні (Г)

границі міцності тканин. Так, вже при перевищенні значень навантаження на суглоб при розгинанні більше 97,47 Н та при згинанні 132,96 Н можливе руйнування кісткової тканини в контактній ділянці *incisura trochlearis* ліктьової кістки. При перевищенні значень навантаження на суглоб при розгинанні більше 56,6 Н та при згинанні 42,12 Н можливе руйнування цілісності патологічно зміненої капсули ЛС у ділянках її кріплення до плечової кістки.

В обох випадках напруження в ліктьовому суглобі перевищують допустимі при пасивному русі кінцівки зі спробою здолання обмеження, що може приводити до руйнування (зминання) кісткової тканини у контактних ділянках ЛС. Це відбувається за участю суглобового хряща. За рахунок його пружно-еластичних властивостей напруження у ділянці контакту ЛС сприймаються саме суглобовим хрящем та передаються на субхондральну кістку з концентрацією напружень на ній. Враховуючи, що спонгіозна кістка за своїми фізико-механічними властивостями піддатлива, концентрація напружень на ній може викликати зминання кісткових трабекул з перекриттям судинної мережі субхондральної кісткової пластинки та розвитком явищ остеоартрозу у цій ділянці.

Порівняльний аналіз аналітичного методу та МСЕ у середовищі ANSYS

Вірогідність розрахунків МСЕ та отриманих результатів перевірена шляхом порівняльного аналізу з результатами аналітичних розрахунків. Виявлена висока збіжність в показниках, що може свідчити про достатню точність розрахунків.

При порівнянні показників напружень на ураженій ділянці капсули ліктьового суглоба для розрахунків в ANSYS та аналітичних результати відрізняються на 23,9 та 24,3 % відповідно.

Як бачимо на рис. 11, розбіжності між аналітичним і МСЕ при розгинанні не більше 13,5 %, а при згинанні — 20,8 %, що говорить про достатню точність розрахунків.

Висновки

Спроба здолання обмеження рухів у ЛС при пасивному русі в ньому спричиняє зростання значень напружень, які можуть перевищувати границю міцності тканин у цій ділянці. Особливе значення це має у хворих на регіонарний чи системний остеопороз.

Збільшення прикладеного зусилля при спробі здолання обмеження рухів у ЛС під загальним знеболенням дозволяє одночасно усунути згинально-розгинальну контрактуру ЛС, але одночасно й збільшує навантаження на суглобові поверхні, зв'язковий апарат і патологічно змінену капсулу з можливим їх подальшим пошкодженням, прогресуванням контрактури та розвитком явищ остеоартрозу.

Плечова кістка під час маніпуляції також приймає на себе значні навантаження на згинання, що може призводити до виникнення залишкових напружень на ній з появою дистрофічних розладів.

Для запобігання виникненню додаткового пошкодження структур ліктьового суглоба оптимально процедурою редресації проводити під дією мінімаль-

них навантажень, але збільшити їх час, що дозволить максимально зменшити негативний вплив в цілому. Доцільно застосовувати систему дозованої статичної рухової реабілітації, яка дозволяє уникати перевантажень.

При тяжких застарілих контрактурах із залученням в рубцевий процес великого обсягу сполучно-тканинних структур (сухожилків, м'язів, бокових зв'язок і капсули суглоба) не слід вдаватися до одномоментної насильницької редресації на операційному столі, а розпочати лікування з хірургічної мобілізації.

Виявлено високу збіжність в показниках розрахунків МСЕ та результатів аналітичних розрахунків, що може свідчити про їх достатню точність.

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

Список літератури

1. Бабовников А.В. Диагностика и лечение переломов костей, образующих локтевой сустав: Автореф. дис... д-ра мед. наук. — М., 2008. — С. 4-27.
2. Калантырская В.А., Ключевский В.В. Лечение вне- и внутрисуставных повреждений локтевого сустава // Мир науки, культуры, образования. — 2014. — № 2(45). — С. 337-343.
3. Карпинский М.Ю. Результаты моделирования поврежденной связочного аппарата коленного сустава // Карпинский М.Ю., Карпинская Е.Д., Щикота Р.А., Тя-

желов А.А., Гончарова Л.Д. // Травма. — 2012. — Т. 13, № 3. — С. 165-171.

4. Лазарев И.А., Страфун О.С., Кришук М.Г., Скибан М.В., Максимішин О.М. Математичне визначення механічних властивостей капсули ліктьового суглоба при його згинально-розгинальній контрактурі // Вісник ортопедії, травматології та протезування. — 2018. — № 1(96). — С. 26-34.

5. Макаров В.Б., Левадный Е.В., Страфун А.С. Математическое моделирование контактных напряжений и объема движений в локтевом суставе при переломе блока плечевой кости со смещением // Травма. — 2015. — Т. 16, № 2. — С. 12-19.

6. Huiskes R., Chao E.Y.S. A survey of finite element analysis in orthopaedic biomechanics: the first decade // J. Biomech. — 1983. — № 16. — P. 385-409.

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

8. Morrey B.F., Tanaka S. The posttraumatic stiff elbow // Clin. Orthop. Rel. Res. — 2009. — № 431. — P. 26.

9. Smith J., Morrey B.F., Sotelo J.S. Principles of Elbow Rehabilitation / Morrey B.F. // The Elbow and Its Disorders. — Philadelphia: PA 19103-2899, 2009 by The Mayo Clinic. — P. 140-170.

10. Wilk K., Reinold M., Andrews J. Rehabilitation of the throwers elbow // Clin. Sports M. — 2004. — № 23. — P. 197-204.

Отримано 14.09.2018 ■

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

Биомеханический расчет нагрузки на структуры локтевого сустава при его одномоментной мануальной редресации

Резюме. Критические нагрузки на структуры локтевого сустава (ЛС) при одномоментной мануальной редресации сгибательно-разгибательных контрактур обуславливают актуальность исследований в этом направлении с целью предотвращения развития осложнений и рецидива контрактур. Для расчетов напряженно-деформированного состояния структур локтевого сустава применяли аналитический метод (АМ) и метод конечных элементов (МКЭ). Применяли модифицированную компьютерную 3D-модель компании Zygote Media Group, Inc. Расчеты делали в условиях дополнительной нагрузки на локтевой сустав внешней силой 40 Н, необходимой для осуществления пассивного движения в направлении разгибания в диапазоне от 30° до 20° до момента блокирования движения патологически измененной капсулой и для осуществления пассивного движения в направлении сгибания в диапазоне от 98° до 110° до момента блокирования движения патологически измененной капсулой. АМ: получены максимальные значения напряжений на суставной поверхности локтевой кости при сгибании — 4,09 МПа, при разгибании — 5,1 МПа. МКЭ: при пассивном разгибании максимальные показатели напряжений целой модели — $\sigma_{\max} = 16,03$ МПа, локализованы экстраартикулярно в проксимальном отделе плечевой кости. Максимальные значения деформаций — $\epsilon_{\max} = 0,08$ мм, локализованы интраартикулярно на хряще суставной поверхности локтевой кости. При пассивном сгибании максимальные показатели

напряжений целой модели — $\sigma_{\max} = 16$ МПа, локализованы экстраартикулярно в проксимальном отделе плечевой кости. Максимальные значения деформаций — $\epsilon_{\max} = 0,19$ мм, локализованы интраартикулярно на хряще суставной поверхности локтевой кости. Выведено высокое сходство в показателях расчетов МКЭ и результатов АМ, что свидетельствует об их достаточной точности. Попытка преодоления ограничения движений в ЛС при пассивном движении приводит к росту значений напряжений, которые могут превышать предел прочности тканей в этой зоне, особенно у больных регионарным или системным остеопорозом. Увеличение прилагаемого усилия при попытке преодоления ограничения движений в ЛС под общим обезболиванием позволяет одномоментно устранить сгибательно-разгибательную контрактуру ЛС, еще и увеличивает нагрузку на суставные поверхности, связочный аппарат и патологически измененную капсулу с возможным их последующим повреждением, прогрессированием контрактуры и развитием явлений остеоартроза. Плечевая кость во время манипуляции также воспринимает на себя значительные нагрузки на изгиб, что может приводить к возникновению остаточных напряжений на ней с развитием дистрофических расстройств. Для предотвращения возникновения дополнительного повреждения структур локтевого сустава оптимально процедуру редресации проводить под действием минимальных нагрузок, но увеличить их время. Целесообразно применять систему до-

зированной статической двигательной реабилитации, которая позволяет избежать перегрузок. При тяжелых застарелых контрактурах с вовлечением в рубцовый процесс большого объема соединительно-тканых структур (сухожилий, мышц, боковых связок и капсулы сустава) не следует прибегать к одномомент-

ной насильственной редрессации на операционном столе, а начать лечение с хирургической мобилизации.

Ключевые слова: локтевой сустав; сгибательно-разгибательная контрактура; редрессация; напряженно-деформированное состояние

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

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

Biomechanical calculations of the load on the elbow structures in one-stage manual joint mobilization

Abstract. Critical loads on the elbow structures during simultaneous manual mobilization of flexion-extension joint contracture cause the urgency of research in this direction, in order to prevent the development of complications and the recurrence of joint restriction. To calculate the stress-strain state of the elbow structures, the analytical method (AM) and the finite element method (FEM) were used. A modified 3D computer model of Zygot Media Group, Inc. was used. The calculations were made under conditions of an additional load on the elbow by 40 N of external force, which is necessary for the implementation of passive motion in the extension direction in the range of 30 to 20° until the blocking by the pathologically altered capsule and for passive motion in the flexion direction in the range of 98 to 110° until the blocking by pathologically altered capsule. The maximum stress at the articular surface of the ulna in flexion — 4.09 MPa, in extension — 5.1 MPa were obtained by AM. By FEM, results were obtained as follows. With passive extension, the maximum stress parameters of the whole model — $\sigma_{\max} = 16.03$ MPa are localized extraarticularly in the proximal humerus. The maximum strain — $\epsilon_{\max} = 0.08$ mm are localized intraarticularly at the cartilage of the articular surface of the ulna. With passive flexion, the maximum stress of the whole model — $\sigma_{\max} = 16$ MPa is localized extraarticularly in the proximal humerus. The maximum strain deformities — $\epsilon_{\max} = 0.19$ mm are localized intraarticularly at the cartilage of the articular surface of the ulna. A high similarity

in the indices of FEM calculations and AM results was revealed, which indicates their sufficient accuracy. An attempt to overcome the motion limitation of the elbow by passive movement in it leads to an increase in the stress level that can exceed the tensile strength of tissues in that area, especially in patients with regional or systemic osteoporosis. Increased applied force at the time of the attempt to overcome the motion limitation in the elbow under general anesthesia can simultaneously eliminate the flexion-extension elbow restriction, but also increases the load on the articular surfaces, the ligament apparatus and the pathologically altered capsule, with possible subsequent damage, contracture progressing and the development of osteoarthritis. At the time of manipulation, the humerus also has a significant bending load, which can lead to the residual stress distribution with the development of dystrophic disorders. To prevent the additional damage to the elbow structures, it is optimal to carry out the manual joint mobilization procedure under minimal loads, but to increase their time. A system of dosed static motor rehabilitation is recommended, which helps to avoid overloading. In severe chronic contractures involving a large part of connective tissue structures in the scar process (tendons, muscles, ligaments and joint capsule), it is necessary to avoid one-stage manual joint mobilization at the operating table and to start the treatment with surgical mobilization.

Keywords: elbow joint; flexion-extension contracture; one-stage manual joint mobilization; stress-strain state