

остеопороза приводит к восстановлению (или приближению к параметрам интактных животных) уровня большинства биохимических и остеометрических показателей, однако по некоторым показателям средние параметры даже превышают значения нормы (например, уровень витамина D $25(\text{OH})\text{D}_3$ крови, масса большеберцовой кости). Применение витаминов приводит к нарастанию средних параметров таких гистоморфометрических показателей, как “костный объем” трабекул спонгиозы проксимального метафиза бедренной кости и “удельное число пересечений сосудистых каналов на единицу площади кортекса”. Установлены параметры корреляционных связей с расчетом коэффициента корреляции между гистоморфометрическими показателями, которые характеризуют структурно-функциональное состояние губчатого и компактного вещества бедренной кости в отдельных сериях сравнения. Обнаружено, что наиболее тесные положительные корреляционные связи существуют между показателями в сериях, где крысам вводили преднизолон на фоне применения витаминов D и E.

Ключевые слова: глюкокортикоид-индуцированный остеопороз, эксперимент, витамин D, витамин E, остеометрия, гистологические изменения, гистоморфометрия, корреляционный анализ.

УДК: 602.1:519.673:[616.727.3-018.36-026.56:616.727.3-007.274]

МАТЕМАТИЧНЕ ВИЗНАЧЕННЯ МЕХАНІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ КАПСУЛИ ЛІКТЬОВОГО СУГЛОБА ПРИ ЙОГО ЗГИНАЛЬНО-РОЗГИНАЛЬНІЙ КОНТРАКТУРИ

Лазарев І.А.¹, Страфун О.С.¹, Крищук М.Г.², Скибан М.В.¹, Максимішин О.М.¹

¹ДУ “Інститут травматології та ортопедії НАМН України”, м. Київ

²НТУУ “КПІ ім. Ігоря Сікорського”, м. Київ

Резюме. Актуальність. Травма є поширеною причиною формування контрактур ліктьового суглоба з частотою виникнення від 3 до 20%. Найбільш складним моментом реабілітації таких хворих є відновлення рухів у постімобілізаційному та постопераційному періодах. **Мета дослідження.** Математичні розрахунки модуля пружності патологічно зміненої капсули ліктьового суглоба в умовах його згинально-розгинальної контрактури. **Матеріали і методи.** Вимірювання за допомогою мануального м'язового тестера (ММТ) та кутоміру показників резистентності посттравматичної артрогенної контрактури ліктьового суглоба у окремо взятого пацієнта з визначенням кута пасивних рухів (згинання та розгинання) під дією дозованого зусилля 4 кг. Антропометричні дані передньої та задньої стінок капсули ліктьового суглоба визначені за фактичними морфометричними даними, отриманими з анатомічної моделі ліктьового суглоба. Отримано значення кута пасивного руху у напрямку згинання – $\Delta\alpha = 98-110^\circ$, у напрямку розгинання – $\Delta\alpha = 30-20^\circ$. За правилом важеля рівноваги відносно точки опори ліктьової кістки визначали зусилля на передній та задній поверхні суглобової капсули. Для визначення показників напружень передньої та задньої стінок суглобової капсули використовували співвідношення $\sigma = F_{2i}/S_{2i}$. Аналітичним методом за формулами визначали величини абсолютних та відносних деформацій задньої та передньої стінки суглобової капсули при згинанні та розгинанні суглоба, відповідно з характерним її розміром довжини (висоти). **Результати.** Отримано значення модуля пружності (модуль Юнга) для обох випадків силового навантаження: при згинанні – 46 МПа, при розгинанні – 40 МПа. Розроблено алгоритм індивідуального визначення модуля пружності передньої та задньої стінок суглобової капсули ліктьового суглоба в умовах контрактури, на основі вимірювання індивідуальних показників резистентності

контрактури ліктьового суглоба та антропометричних даних для кожного клінічного випадку. **Висновки.** Отримані показники модуля Юнга патологічно змінених тканин капсули ліктьового суглоба можуть бути застосовані для наступних розрахунків контактних напружень на суглобових поверхнях ліктьового суглоба в умовах його згинально-розгинальної контрактури методом скінченно-елементного моделювання.

Ключові слова: ліктьовий суглоб, згинально-розгинальна контрактура, капсула суглоба, модуль пружності.

Вступ

Ліктьовий суглоб за рахунок невеликого внутрішньокапсулярного об'єму схильний до формування контрактур при синовіітах, гемартрозах, рубцюванні та потовщенні капсули [1]. Контрактура ліктя утруднює розміщення руки в просторі і, отже, обмежує її функціональну здатність. Механічне блокування рухів через патологію м'яких тканин або через кісткові розростання призводить до контрактури ліктьового суглоба. Основною ознакою контрактури є обмеження пасивних і активних рухів у суглобі. Контрактурою ліктьового суглоба є обмеження його згинання $<120^\circ$ і втрата розгинання $>30^\circ$ [2]. Крім обмеження рухів у суглобі, для будь-якої контрактури характерно раннє прогресування атрофії м'язів, що супроводжується зменшенням їх об'єму, сили та витривалості. Під терміном "положення контрактури" розуміють установку, що приймає суглоб внаслідок обмеження рухів у ньому. Окрім амплітуди рухів та функціонального положення сегменту кінцівки, однією із важливих характеристик контрактури є її резистентність та податливість – опір контрагованих тканин суглоба у відповідь на докладене зовнішнє зусилля із можливістю збільшення обсягу рухів під дією силового впливу. За цим принципом розрізняють м'яку, або податливу, а також жорстку, або фіксовану, контрактуру із пружною протидією при спробі її корегування. Залежно від ступеня обмеження суглобової рухливості контрактура може бути: зі збереженням діапазону рухів та можливістю його визначення (гоніометрія); ригідною – з відсутністю гнучкості та податливості, діапазон рухів у суглобі близько 5° , який не можливо визначити кутоміром; анкілозуючою – з повною відсутністю рухової активності в суглобі.

Травма є поширеною причиною формування контрактур ліктьового суглоба з частотою виникнення від 3 до 20% [3]. Точну частоту посттравматичних контрактур ліктя важко оцінити через їх багатфакторний патогенез та можливість прояву в різні терміни після травми. Хірургічне лікування технічно складне, оскільки необхідне глибоке розуміння патанатомії та розробка чіткого хірургічного плану [4]. Переломи кісток ліктьового суглоба зі зміщенням зазвичай лікують внутрішньою фіксацією пласти-

нами. Отже, контрактура, яка є результатом такого лікування, обумовлена комбінованими наслідками первинної травми та травми внаслідок хірургічного втручання [4]. Найбільш складним моментом реабілітації таких хворих є відновлення рухів у постопераційному періоді. Незважаючи на значні успіхи сучасної травматології, комплексне лікування негативних наслідків травм кінцівок із використанням сучасних засобів фізичної реабілітації не завжди приносить бажані результати. Спостерігається велика кількість ускладнень із виходом на інвалідність, яка при тяжких переломах складає 50-63%. Зменшити або ліквідувати небажані наслідки травм або ортопедичної патології у вигляді контрактур великих суглобів та підвищити якість лікування дозволяють своєчасно проведені заходи, зокрема ЛФК, лікувальний масаж, фізіотерапія, гідрокінезотерапія, механотерапія. Але для виявлення перспективи лікування і контролю ефективності реабілітаційних заходів необхідною умовою є об'єктивна оцінка вихідного функціонального стану суглоба і прилеглих тканин.

В основу методики кількісної оцінки контрактур великих суглобів [5, 6, 7] покладено завдання визначити еластичність тканин суглоба, стан резистентності та податливості контрактури до зовнішньої коригуючої дії. Дані, отримані із застосуванням комбінації мануального м'язового тестера та кутоміру, дозволяють визначити реабілітаційний прогноз комплексного відновного лікування хворих із посттравматичними та постопераційними контрактурами, здійснити моніторинг динаміки змін під час лікування та визначити його терміни. Оцінка сили зворотної реакції м'язів до докладеного зусилля ґрунтується на реєстрації сили протидії до розтягнення змінених суглобових та періартикулярних тканин в умовах контрактури, а також реєстрації зміни суглобового кута при дозованому навантаженні.

Дослідження біомеханічних властивостей капсули ліктьового суглоба (нормального або при наявності патологічного процесу) не мають широкого відображення у літературних джерелах. За даними пошуку знаходилися лише поодинокі біомеханічні дослідження, у тому числі й на трупному матеріалі, у яких визначалися зміни біомеханічних властивостей різних ділянок нормальної капсули ліктьового суглоба [8].

Існуючі технічні труднощі при натурних випробуваннях на розтягування суттєво впливають на результати експерименту та повинні враховувати температуру та вологість навколишнього середовища, початкову довжину, геометрію, поперечний переріз зразка, надійну фіксацію тканини, щоб уникнути помилкового подовження або прослизання під час тестування. Застосування фізіологічного розчину для зберігання тканин призводить до розбухання колагенових волокон, що зменшує жорсткість або збільшує зусилля до пошкодження при дегідратації тканини, що досліджується. Підвищення температури у межах 39-45 °С може стримувати незворотні структурні пошкодження дослідного зразка. Вимірювання поперечного перерізу ділянок капсули ліктьового суглоба важко досягти через їх невеликі розміри та неоднорідну форму. Тому ця ділянка капсули ліктьового суглоба апроксимується та поперечний переріз приймається за форму прямокутника або еліпса [8].

Враховуючи вищесказане, для подальших розрахунків напружено-деформованого стану структур ліктьового суглоба при його контрактурах існує необхідність математичного визначення еластичних властивостей (модуля Юнга) патологічно змінених тканин капсули ліктьового суглоба із застосуванням даних, що отримані при клінічному обстеженні кожного конкретного пацієнта з артрогенною контрактуєю.

Мета роботи – визначити модуль пружності патологічно зміненої капсули ліктьового суглоба в умовах його згинально-розгинальної контрактури в окремо взятого пацієнта.

Матеріали і методи

На початковому етапі вхідні дані для математичних розрахунків аналітичним методом було отримано шляхом кількісної оцінки контрактури ліктьового суглоба, відповідно до методики [5], у пацієнта О. з діагнозом “посттравматична артрогенна згинально-розгинальна контрактура лівого ліктьового суглоба”. Вимірювання проведено за допомогою мануального м'язового тестера (ММТ) на базі датчика механічного зусилля – тензодатчика ПМП-1 (перетворювач маси портативний) та кутоміру (рис. 1) [6, 7].

Під час вимірювання контрактури із застосуванням мануального м'язового тестера визначали зміну кута обертання у суглобі під дією прикладеного дозованого стандартизованого зусилля 4 кг (40 Н). Отримані параметри вимірювання дали змогу визначити значення резистентності та піддатливості контрактури суглоба та розрахува-

ти механічні властивості контрагованої ділянки суглобової капсули, яка обмежує вільний рух у ліктьовому суглобі.



Рис. 1. Мануальний м'язовий тестер на базі датчика механічного зусилля

Для визначення резистентності контрактури – стійкості навколосуглобових тканин до зовнішнього силового впливу – відповідно до методики виконання вимірювання пацієнт приймав вихідне положення із встановленням кінцівки у зручне для вимірювання показників контрактури положення. Оператор знаходився збоку від пацієнта, однією рукою фіксує проксимальний сегмент кінцівки хворого. Мануальний м'язовий тестер утримувався у другій руці між долонею оператора та дистальним сегментом кінцівки пацієнта (рис. 2). Оператор, застосовуючи ММТ із дозованим зусиллям 4 кг (40 Н) на дистальний сегмент кінцівки хворого, виконував максимально можливий пасивний рух у ліктьовому суглобі з положення, до якого пацієнт зміг здійснити активний рух [5].

Діапазон пасивних рухів реєстрували за показниками кутоміра. Дозоване зусилля забезпечували за показниками ММТ у програмному середовищі “EXPANDER”. Резистентність контрактури вимірювали в обох напрямках (згинання та розгинання) з визначенням кута, на який змінюється положення суглоба під дією дозованого зусилля 4 кг.

Антропометричні дані передньої та задньої стінок капсули ліктьового суглоба визначені за фактичними морфометричними даними, отриманими з анатомічної моделі ліктьового суглоба (рис. 3).

На наступному етапі отримані дані застосовували для визначення модуля Юнга патологічно змінених тканин суглобової капсули за формулою $E = \sigma / \varepsilon$ [9], використовуючи дані обчислення відносних деформацій (ε , мм) та напруження (σ , МПа) для вищезазначених варіантів силових навантажень.



а)



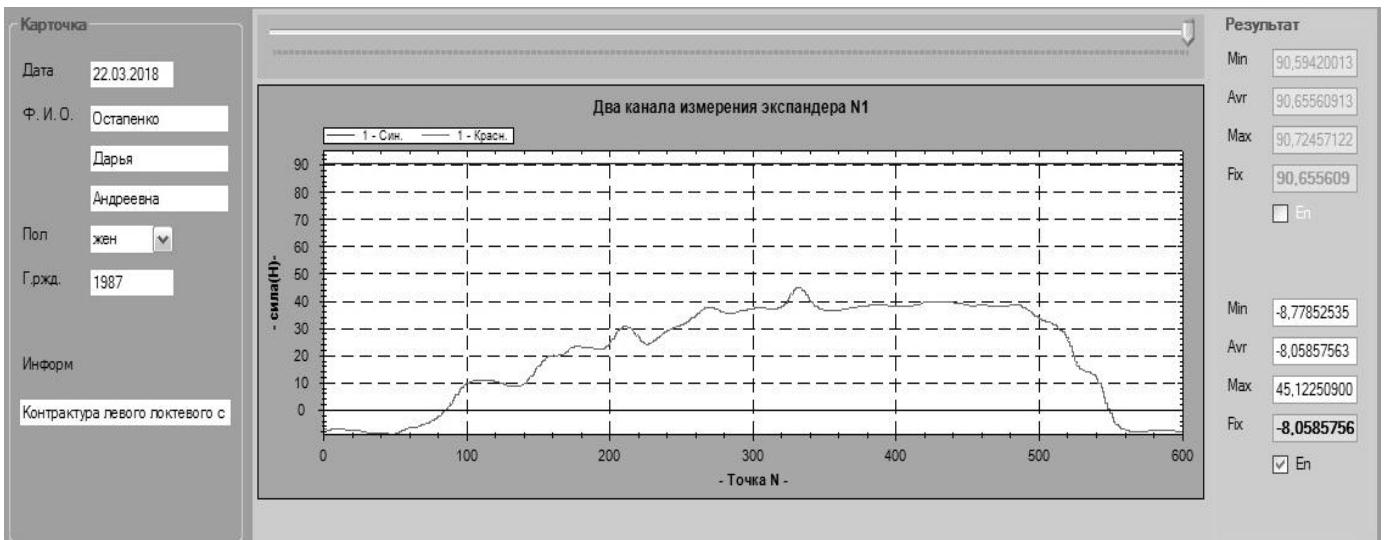
б)



в)



г)



д)

Рис. 2. Дослідження резистентності контрактури:
 а) початок руху на згинання; б) кінець руху на згинання;
 в) початок руху на розгинання у ліктьовому суглобі; г) кінець руху на розгинання у ліктьовому суглобі;
 д) дозоване зусилля 40 Н (4 кг) у програмному середовищі "EXPANDER"

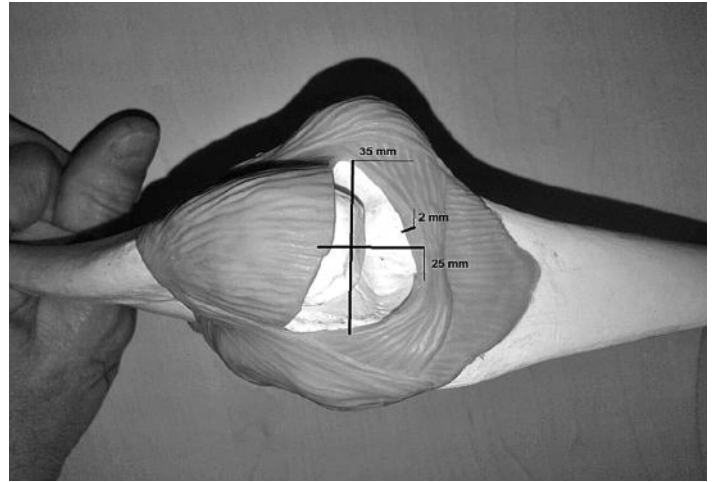
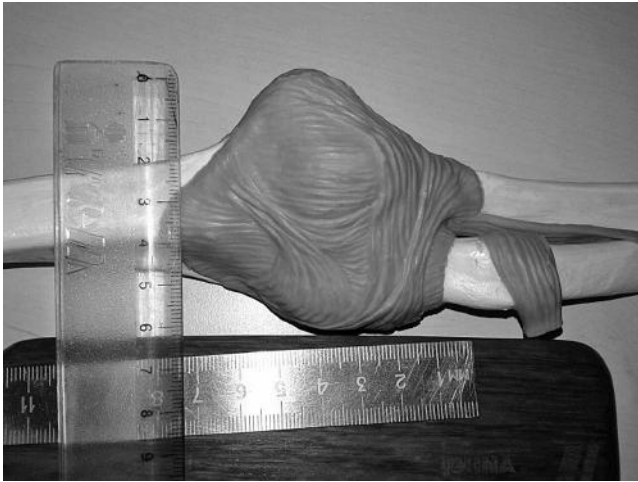


Рис. 3. Морфометричні дані, отримані з анатомічної моделі ліктьового суглоба

Результати та їх обговорення

Шляхом вимірювання показників резистентності контрактури ліктьового суглоба у пацієнта О. отримано значення кута пасивного руху $\Delta\alpha$, на який змінюється положення у суглобі під дією дозованого зусилля $F=40$ Н: у напрямку згинання – $\Delta\alpha = 98-110^\circ$, у напрямку розгинання – $\Delta\alpha = 30-20^\circ$, а саме:

– для зміни кута від кінцевого положення активного руху на розгинання, під дією сили $F=40$ Н, яка діяла на відстані $l=200$ мм від центру обертання у суглобі, пасивний рух складав $\Delta\alpha_3 = 10$ градусів (0,1745 рад);

– для зміни кута від кінцевого положення активного руху на згинання під дією сили $F=40$ Н, яка діяла на відстані $l=200$ мм від центру обертання у суглобі, пасивний рух складав $\Delta\alpha_0 = 12$ градусів (0,2094 рад).

За правилом важеля рівноваги відносно точки опори ліктьової кістки визначали зусилля на передній та задній поверхні суглобової капсули (рис. 4),

де l_{23} – відстань від центру обертання в ліктьовому суглобі до місця кріплення передньої порції суглобової капсули;

$$F_{2p} \text{ (при розгинанні)} = \frac{F \cdot l}{l_{2p}} = \frac{40 \text{ Н} \cdot 200 \text{ мм}}{23,2 \text{ мм}} = 344,8 \text{ Н},$$

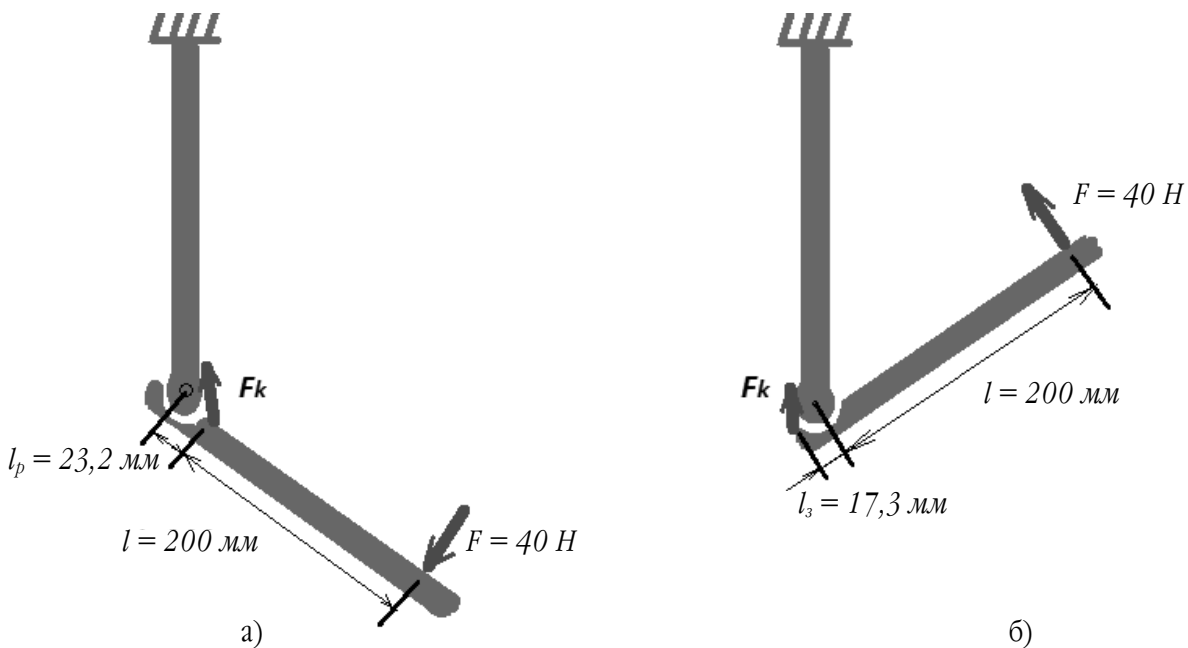


Рис. 4. Схема передачі зусилля на ліктьовий суглоб: а) при розгинанні; б) при згинанні

де l_{23} – відстань від центру обертання у ліктьовому суглобі до місця кріплення задньої порції суглобової капсули.

Для визначення показників напружень передньої та задньої стінок суглобової капсули використовували співвідношення $\sigma = F_{2i}/S_{2i}$, де F_{2i} – сила, що діє відповідно на задню ($i = z$) та передню ($i = p$) стінки суглобової капсули; S_{2i} – площа поперечного перерізу задньої та передньої стінки суглобової капсули, визначена за фактичними морфометричними даними (див. рис. 3).

$$S_z = \pi \cdot R^2 - \pi \cdot r^2 = \pi \cdot (R^2 - (R - t)^2) = \pi \cdot t(2 \cdot R - t) = 3.14 \cdot 1 \cdot (2 \cdot 30 - 1) = 185 \text{ мм}^2;$$

$$S_p = \pi \cdot R^2 - \pi \cdot r^2 = \pi \cdot (R^2 - (R - t)^2) = \pi \cdot t(2 \cdot R - t) = 3.14 \cdot 1 \cdot (2 \cdot 20 - 1) = 123 \text{ мм}^2,$$

де R – консервативно взяті морфометричні дані середньостатистичних величин для зовнішнього радіуса капсули передньої та задньої стінки ліктьового суглоба відповідно, t – середньої товщини капсули.

$$\sigma_z = \frac{F_{2z}}{S_z} = \frac{462.4 \text{ Н}}{185 \text{ мм}^2} = 2,3 \text{ МПа}$$

$$\sigma_p = \frac{F_{2p}}{S_p} = \frac{344,8 \text{ Н}}{123 \text{ мм}^2} = 2,8 \text{ МПа}$$

Величини абсолютних та відносних деформацій задньої та передньої стінки суглобової капсули від-

повідно з характерним розміром довжини (висоти) капсули $d_{2p}=72$ мм та $d_{2z}=63$ мм (при згинанні-розгинанні ліктя) визначали за формулами:

$$\Delta l_{2z} = \text{tg}(\Delta\alpha_z) \cdot l_{2z} = 0,1743 \cdot 17,3 \text{ мм} = 3,05 \text{ мм}$$

$$\Delta l_{2p} = \text{tg}(\Delta\alpha_p) \cdot l_{2p} = 0,2125 \cdot 23,2 \text{ мм} = 4,93 \text{ мм}$$

$$\varepsilon_{2z} = \frac{\Delta l_{2z}}{d_{2z}} = \frac{3,05 \text{ мм}}{63 \text{ мм}} = 0,05 \frac{\text{мм}}{\text{мм}}$$

$$\varepsilon_{2p} = \frac{\Delta l_{2p}}{d_{2p}} = \frac{4,93 \text{ мм}}{72 \text{ мм}} = 0,07 \frac{\text{мм}}{\text{мм}}$$

Значення модулів Юнга для обох випадків силового навантаження визначено як:

$$E_z = \frac{\sigma_z}{\varepsilon_z} = \frac{2,3 \text{ МПа}}{0,05} = 46 \text{ МПа}$$

$$E_p = \frac{\sigma_p}{\varepsilon_p} = \frac{2,8 \text{ МПа}}{0,07} = 40 \text{ МПа}$$

У якості референтних значень для проведення порівняльного аналізу використовували показник модулю Юнга для нормальної капсули ліктьового суглоба – 18 МПа [10]. Отримані результати можуть бути застосовані для подальших розрахунків НДС ліктьового суглоба методом скінченно-елементного моделювання.

На основі отриманих результатів розрахунків розроблено алгоритм визначення модулю пружності патологічно змінених тканин передньої та задньої стінок суглобової капсули ліктьового суглоба. Розрахункові вихідні дані (табл. 1) пред-

Таблиця 1

Основні результати розрахунків алгоритму визначення модулю пружності патологічно змінених тканин передньої та задньої стінок суглобової капсули ліктьового суглоба

$\Delta\alpha_z$	$\Delta\alpha_p$	F_z	F_p	σ_z	σ_p	ε_z	ε_p	E_z	E_p
12	12	462,43	344,83	2,50	2,82	0,058	0,068	42,79	41,13
11	11	462,43	344,83	2,50	2,82	0,053	0,063	46,79	44,98
10	10	462,43	344,83	2,50	2,82	0,048	0,057	51,58	49,59
9	9	462,43	344,83	2,50	2,82	0,043	0,051	57,42	55,20
8	8	462,43	344,83	2,50	2,82	0,039	0,045	64,71	62,21
7	7	462,43	344,83	2,50	2,82	0,034	0,040	74,07	71,21
6	6	462,43	344,83	2,50	2,82	0,029	0,034	86,53	83,19
5	5	462,43	344,83	2,50	2,82	0,024	0,028	103,95	99,94
4	4	462,43	344,83	2,50	2,82	0,019	0,023	130,06	125,03
3	3	462,43	344,83	2,50	2,82	0,014	0,017	173,53	166,83
2	2	462,43	344,83	2,50	2,82	0,010	0,011	260,43	250,37
1	1	462,43	344,83	2,50	2,82	0,005	0,006	521,02	500,90

ставлено за результатами обчислень індивідуальних параметрів (резистентність контрактури, лінійні розміри капсули) для кожного досліджуваного пацієнта.

Застосування даного алгоритму надає можливість визначення модулю пружності тканин контрактури (передньої та задньої стінок суглобової капсули ліктьового суглоба) на основі індивідуальних показників резистентності контрактури ліктьового суглоба (змін кута у ліктьовому суглобі під дією дозованого зусилля) для кожного клінічного випадку (рис. 4-5).

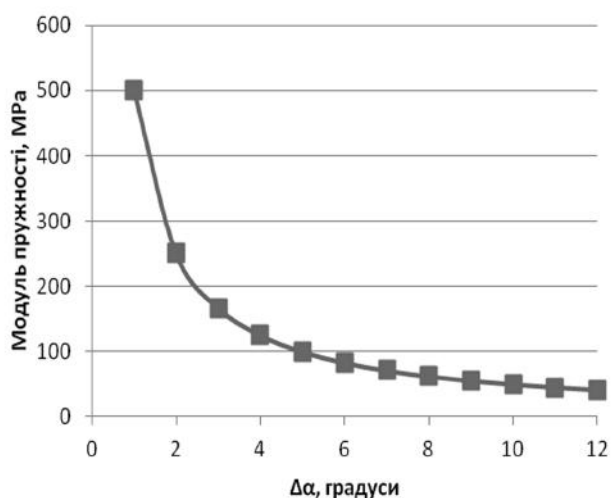


Рис. 4. Графік залежності модуля пружності передньої стінки суглобової капсули від кутового положення у ліктьовому суглобі під дією дозованого зусилля при розгинанні

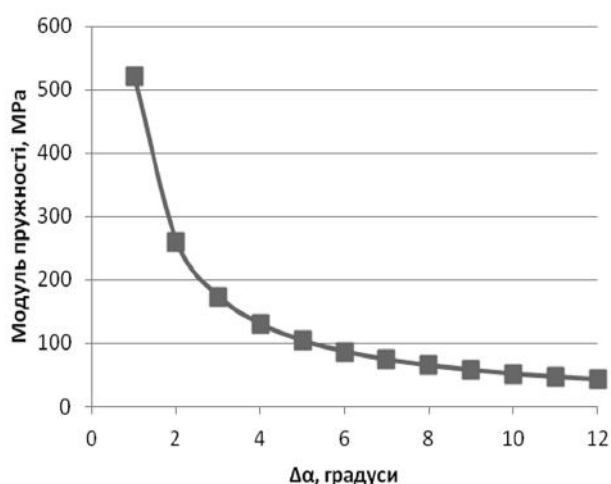


Рис. 5. Графік залежності модуля пружності задньої стінки суглобової капсули від кутового положення у ліктьовому суглобі під дією дозованого зусилля при згинанні

За аналізом закономірностей результатів розрахунків можна спостерігати наступне. За однакових умов силового навантаження і морфометричних параметрів капсули (ділянки кріплення, поперечний перетин і таке інше) основним параметром, що впливає на збільшення модулю пружності, є кут, на який змінюється положення у ліктьовому суглобі під дією дозованого зусилля. З графіків видно, що для досліджуваного пацієнта модулі пружності при розгинанні та згинанні на однакові кути відрізняються не більше ніж на 5%.

Висновки

1. Шляхом клінічних вимірювань у окремого пацієнта з посттравматичною артрогенною контрактурою показників значення кута, на який змінюється положення у ліктьовому суглобі під дією дозованого зусилля у напрямку згинання (98-110°) та у напрямку розгинання (30-20°), за допомогою математичних розрахунків отримано показники модуля пружності патологічно зміненої задньої стінки суглобової капсули ліктьового суглоба – 46 МПа та передньої стінки суглобової капсули ліктьового суглоба – 40 МПа відповідно.

2. Застосування розробленого алгоритму надає можливість індивідуального визначення модуля пружності передньої та задньої стінок суглобової капсули ліктьового суглоба в умовах контрактури, на основі вимірювання індивідуальних показників резистентності контрактури ліктьового суглоба та антропометричних даних для кожного клінічного випадку.

3. Отримані показники модуля пружності патологічно змінених тканин капсули ліктьового суглоба можуть бути застосовані для наступних розрахунків контактних напружень на суглобових поверхнях ліктьового суглоба в умовах його згинально-розгинальної контрактури методом скінченно-елементного моделювання.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів під час підготовки статті.

Література

1. *Gundes H.* The relation between elbow range of motion and patient satisfaction after open release of stiff elbow / *H. Gundes, O. Selek, U. Gok, B. Gumuslu, L. Buluc* // *Acta Orthop. Traumatol. Turc.* – 2017. – Vol. 51. – P. 303–307.
2. *Evans P.J.* Prevention and treatment of elbow stiffness / *P.J. Evans, S. Nandi, S. Maschke, H.A. Hoyen, J.N. Lawton* // *J. Hand Surg. Am.* – 2009. – Vol. 34. – P. 769–778.
3. *Schrumpf M.A.* Incidence of postoperative elbow contracture release in New York State / *M.A. Schrumpf, S. Lyman, H. Do, J.J. Schreiber, D.M. Gay, R. Marx* [et al.] // *J. Hand Surg. Am.* – 2013. – Vol. 38. – P. 1746–1752.

4. Mittal R. Posttraumatic stiff elbow / R. Mittal // Indian J. Orthop. – 2017. – Vol. 51. – P. 4–13.
5. Лазарев І.А. Методика кількісної оцінки контрактур великих суглобів: Методичні рекомендації / І.А. Лазарев, О.М. Максимішин, А.М. Руденко. – 2015. – С. 27.
6. Лазарев І.А. Спосіб оцінки функціонального стану кінцівки в умовах контрактури / І.А. Лазарев, О.М. Звіряка, О.М. Максимішин, А.М. Руденко // Патент на корисну модель № 113137, заявлено 21.07.16. Опубл. 10.01.2017. Бюл. № 1, 2017. – С. 4.
7. Лазарев І.А. Пристрій для оцінки функціонального стану кінцівки в умовах контрактури / І.А. Лазарев, О.М. Звіряка, О.М. Максимішин, А.М. Руденко // Патент на корисну модель № 113138, заявлено 21.07.16. Опубл. 10.01.2017. Бюл. № 1, 2017. – С. 4.
8. Eby S. Quantitative Evaluation of Passive Muscle Stiffness in Chronic Stroke / S. Eby, H. Zbao, P. Song, B.J. Vareberg, R. Kinnick [et al.] // American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation. – 2016. – № 95 (12). – P. 899–910.
9. Писаренко Г.С. Справочник по сопроотивленню материалов / Г.С. Писаренко, А.П. Яковлев, В.В. Матвеев. – К. : Наукова думка, 1975. – 704 с.
10. Stanescu V. Immunohistochemistry and biomechanical properties of the non-pathological elbow joint capsule / V. Stanescu. – Thesis. The University of British Columbia, 2004. – P. 55.

MATHEMATICAL DETERMINATION OF THE ELBOW CAPSULE'S MECHANICAL PROPERTIES IN THE CASE OF FLEXION-EXTENSION CONTRACTURE

Lazarev I.A., Strafun O.S., Kryshchuk M.H., Skyban M.V., Maksymishyn O.M.

Summary. Relevance. Trauma is a common cause of the elbow contractures with an incidence rate of 3-20%. The most difficulty of such patients' rehabilitation is the restoring of motions in the postimmobilization and postoperative periods. **Objective:** mathematical calculations of the elasticity modulus of the pathologically altered elbow capsule under its flexion-extensor contracture. **Materials and Methods.** The manual muscle tester (MMT) and protractor were used for measurement of the resistance of posttraumatic arthrogenic elbow contracture (range of passive flexion-extension movements under action of 4 kg (40 N) force) in a single patient. The anthropometric data of the anterior and posterior elbow capsule walls were determined by the actual morphometric data obtained from the elbow anatomical model. The range of passive motions was 98-110° in the direction of flexion and 30-20° in the direction of extension. According to the equilibrium leverage rule relative to the point of the ulna support, the forces at the anterior and posterior surface of the joint capsule were determined. The ratio $\sigma = F_{2i}/S_{2i}$, was used to determine the stresses at the anterior and posterior walls of the joint capsule. According to the formulas, the absolute and relative strain of the posterior and anterior walls of the joint capsule during flexion and extension were calculated, with its length (height) input data. **Results.** The value of the elasticity modulus (Young's modulus) is obtained for both cases of 40 N loading: 46 MPa in flexion and 40 MPa in extension. An algorithm for the individual determination of the elasticity modulus of the anterior and posterior walls of the contracted elbow capsule was developed based on the measurements of the elbow contracture resistance and anthropometric data for each clinical case. **Conclusions.** The obtained Young's modulus parameters of the pathologically altered tissues of the elbow capsule can be used for the subsequent calculations of contact stresses at the elbow articular surfaces in the case of the elbow flexion-extension contracture using finite element modeling.

Key words: elbow, flexion-extension contracture, joint capsule, elastic modulus.

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ ОПРЕДЕЛЕНИЕ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ КАПСУЛЫ ЛОКТЕВОГО СУСТАВА ПРИ ЕГО СГИБАТЕЛЬНО-РАЗГИБАТЕЛЬНЫХ КОНТРАКТУРАХ

Лазарев И.А., Страфун А.С., Крищук Н.Г., Скибан М.В., Максимышин А.Н.

Резюме. Актуальность. Травма является распространенной причиной формирования контрактур локтевого сустава с частотой возникновения от 3 до 20%. Наиболее сложным моментом реабилитации таких больных является восстановление движений в постиммобилизационном и постоперационном периодах. **Цель исследования.** Математический расчет модуля упругости патологически измененной капсулы локтевого сустава в условиях его сгибательно-разгибательной контрактуры. **Материалы и методы.** Измерение с помощью мануального мышечного тестера (ММТ) и угломера показателей резистентности посттравматической артрогенной контрактуры локтевого сустава у отдельно взятого пациента с определением угла пассивных движений (сгибание и разгибание) под действием

дозированного усилия 4 кг. Антропометрические данные передней и задней стенок капсулы локтевого сустава определены по фактическим морфометрическим данным, полученным из анатомической модели локтевого сустава. Получено значение угла пассивного движения $\Delta\alpha$ в направлении сгибания – 98-110°, в направлении разгибания – 30-20°. По правилу рычага равновесия относительно точки опоры локтевой кости определяли усилия на передней и задней поверхности суставной капсулы. Для определения показателей напряжений передней и задней стенок суставной капсулы использовали соотношение $\sigma = F_{2i}/S_{2i}$. Аналитическим методом по формулам определяли величины абсолютных и относительных деформаций задней и передней стенки суставной капсулы при сгибании и разгибании сустава, в соответствии с характерным ее размером длины (высоты). **Результаты.** Получено значение модуля упругости (модуль Юнга) для обоих случаев силовой загрузки: при сгибании – 46 МПа, при разгибании – 40 МПа. Разработан алгоритм индивидуального определения модуля упругости передней и задней стенок суставной капсулы локтевого сустава в условиях контрактуры, на основе измерения показателей резистентности контрактуры локтевого сустава и антропометрических данных для каждого клинического случая. **Выводы.** Полученные показатели модуля Юнга патологически измененных тканей капсулы локтевого сустава могут быть использованы для последующих расчетов контактных напряжений на суставных поверхностях локтевого сустава в условиях его сгибательно-разгибательной контрактуры методом конечно-элементного моделирования.

Ключевые слова: локтевой сустав, сгибательно-разгибательная контрактура, капсула сустава, модуль упругости.

УДК: 616 – 002.78:616.36-092-08-089

ЛІКУВАННЯ ХВОРИХ НА ХРОНІЧНУ ТОФУСНУ ПОДАГРУ

Герасименко С.І., Подулях М.В., Дуда М.С., Пишеничний Т.Є., Тимочук В.В.
ДУ "Інститут травматології та ортопедії НАМН України", м. Київ

Резюме. Подагра – хронічне прогресуюче захворювання, пов'язане з порушенням пуринового обміну. **Мета дослідження.** Покращити результати лікування хворих на хронічну тофусну подагру. **Матеріали і методи.** Нами було обстежено та проліковано 58 пацієнтів із подагрюю. Усі хворі були чоловічої статі. Основна група включала пацієнтів, яким у комплексі з консервативними методами проводилося хірургічне лікування (27 хворих), 31 пацієнт контрольної групи отримував тільки консервативне лікування. Хірургічне лікування було направлено на максимальне видалення накопичення солей сечової кислоти. За результатами лікування оцінювали рівень сечової кислоти в крові, кількість і тривалість загострень за рік, активність процесу, якість життя пацієнтів. **Результати дослідження.** Пацієнтам основної групи вдалося досягти стійкого зниження рівня сечової кислоти в середньому до 384,07 мкмоль/л в порівнянні з контрольною групою – 479,69 мкмоль/л (через рік спостереження). На фоні проведеного лікування у хворих основної групи кратність загострень скоротилася незалежно від тривалості захворювання. При тривалості захворювання до 5 років протягом року загострень не спостерігалось, з анамнезом захворювання до 10 років кількість подагричних атак скоротилася до 0,8 разів на рік, а при анамнезі подагри більше 10 років цей показник склав 3,8 рази на рік. У контрольній групі відповідні показники становили, відповідно, 1 раз на рік при анамнезі захворювання до 5 років; 3,2 – при анамнезі до 10 років і 4,5 – при анамнезі понад 10 років. Також зменшилася тривалість подагричних атак – до