

## БІОМЕХАНІЧНІ ПЕРЕДУМОВИ ВИНИКНЕННЯ ПОШКОДЖЕНЬ ПРИВІДНИХ М'ЯЗІВ СТЕГНА ПРИ СИНДРОМІ ПАХОВОГО БОЛЮ У СПОРТСМЕНІВ

Лазарев І.А., Коструб О.О., Блонський Р.І., Скибан М.В.  
ДУ "Інститут травматології та ортопедії НАМН України", м. Київ

**Резюме.** На комп'ютерній моделі футболіста, який б'є по м'ячу, проведені біомеханічні дослідження поведінки проксимального відділу привідних м'язів стегна (*m. adductor longus*, *m. adductor brevis*, *m. adductor magnus*, *m. gracilis*). Виявили *locus minoris* цієї ділянки, пошкодження якого при вибуховому скороченні м'язів під час удару по м'ячу може стати причиною розвитку синдрому пахового болю у гравців у футбол.

**Ключові слова:** синдром пахового болю у спортсменів, ARS-синдром, тендинопатія, пошкодження сухожильків, біомеханічне дослідження.

### Вступ

Ушкодження привідних м'язів стегна є однією з найчастіших причин синдрому пахового болю у спортсменів, їх частота та локалізація безпосередньо залежить від виду спортивної діяльності та найбільш притаманна спортсменам ігрових видів спорту (футбол, хокей, регбі) і становить 31–48% від усіх травматичних випадків [1].

Несвоечасна та неправильна діагностика, а також недостатні методи лікування хворих (особливо спортсменів) із синдромом пахового болю призводять до зриву компенсаторних механізмів, що в свою чергу спричиняє розвиток стійкого больового синдрому та є причиною часткової або повної втрати спортсменом працездатності [2]. Тому важливо поглибити знання про передумови виникнення пошкоджень привідних м'язів стегна при синдромі пахового болю у спортсменів

**Мета** дослідження – визначити біомеханічні передумови виникнення пошкоджень привідних м'язів стегна при синдромі пахового болю у спортсменів

### Матеріали та методи

Біомеханічне дослідження проводилося на базі лабораторії біомеханіки ДУ "Інститут травматології та ортопедії НАМН України" (м. Київ) (лабораторія атестована – свідоцтво № ПТ – 79/15 від 12.03.15).

#### Розрахунки імпульсу сили

На початковому етапі для визначення величини сили, яку розвиває кожен із привідних м'язів стегна при ударі футболіста по м'ячу, здійснено розрахун-

ки передачі імпульсу від ноги м'ячу. Для спрощення розрахунків розглянуто замкнуту систему, на яку не діють зовнішні сили, або їхня рівнодійна дорівнює нулю. Тобто силу тертя, силу земного тяжіння та опір повітря до уваги не брали, бо потрібно проаналізувати лише передачу імпульсу в момент контакту з ним стопи. Розрахунки передачі імпульсу під час взаємодії двох тіл (в нашому випадку – удар ногою по м'ячу) здійснювали, застосовуючи закони фізики, відповідно до яких імпульс тіла – це величина, зміна якої в цього тіла є мірою його механічної взаємодії з іншими тілами. Імпульс позначається буквою  $\vec{K}$ , його передача (зміна) –  $\Delta\vec{K}$ . До взаємодії імпульс першого тіла був  $\vec{K}_1$ , імпульс другого тіла –  $\vec{K}_2$ , після взаємодії перше тіло буде мати імпульс  $\vec{K}'_1$ , друге –  $\vec{K}'_2$ . Принцип передачі імпульсу означає, що зміна імпульсу першого тіла дорівнює зміні імпульсу другого тіла, тобто сумарний імпульс системи з часом не змінюється:

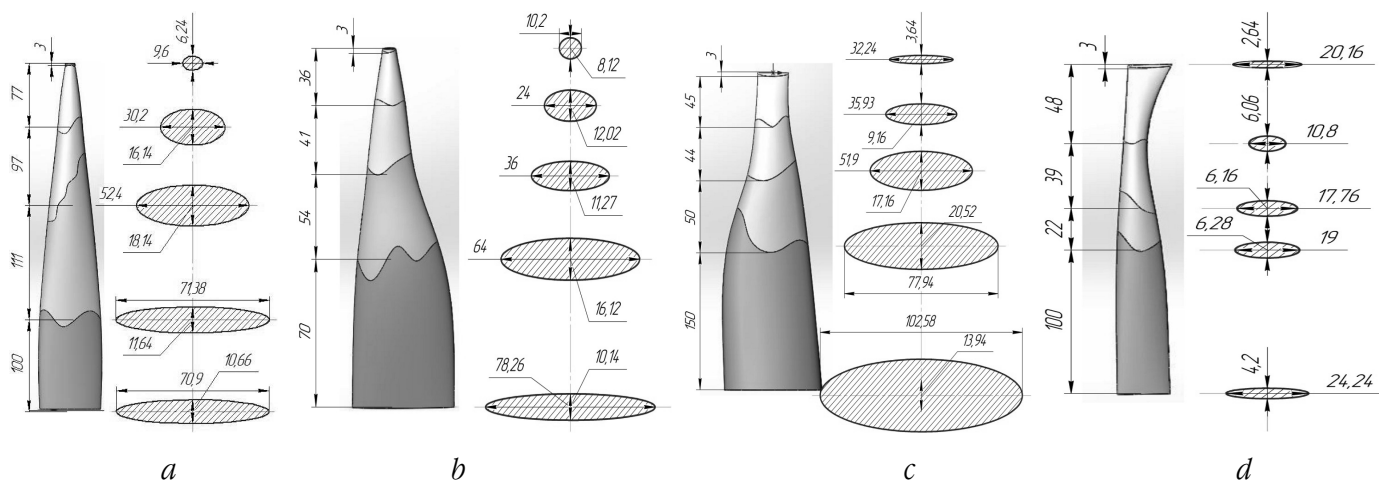
$$\vec{K}_1 + \vec{K}_2 = \vec{K}'_1 + \vec{K}'_2 \quad (1)$$

Ця рівність виражає закон збереження імпульсу: сумарний імпульс замкнутої системи двох тіл до взаємодії дорівнює сумарному імпульсові тіл після взаємодії. Імпульс тільки передається, він не виникає з нічого і не зникає сам по собі.

Передача імпульсу від одного тіла іншому в даний момент часу – це сила, розрахована для кожного із привідних м'язів. Отже, сила – перша похідна від імпульсу, за часом:

$$\lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta\vec{K}}{\Delta t} = \frac{d\vec{K}}{dt} = \vec{F} \quad (2)$$

Враховуючи, що усяка взаємодія має взаємний характер та якщо тіло діє на інше тіло, то останнє діє на перше. При цьому відповідно до третього закону



**Рис. 1.** Схематичне зображення розмірів різних ділянок м'язево-сухожильної одиниці (кістка, ентез, сухожилля, м'язово-сухожильний перехід, м'яз) привідних м'язів стегна: а – m. adductor longus; б – m. adductor brevis; с – m. adductor magnus; d – m. gracilis

Ньютона сили взаємодії рівні й протилежно спрямовані. Взаємодія тіл визначає характер їхнього руху. Це означає, що імпульс тіла пов'язаний зі швидкістю. Згідно з другим законом Ньютона:

$$\vec{F} = m \vec{a} = m \frac{d\vec{v}}{dt} \quad (3)$$

Оскільки імпульс – векторна величина, то він спрямований однаково зі швидкістю, тобто:

$$\vec{K} = m \vec{v} \quad (4)$$

*Створення імітаційної моделі*

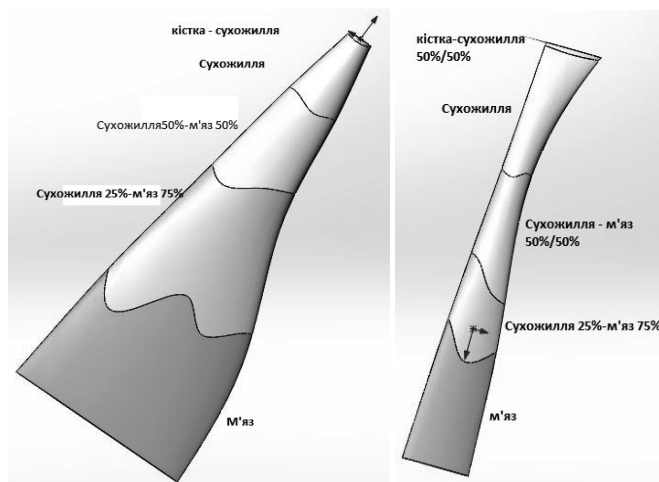
Для математичної оцінки поведінки тканин привідних м'язів стегна у анатомічних ділянках кістка-сухожилля-м'яз з їх різними механічними властивостями засобами програмного пакета SolidWorks побудована імітаційна модель проксимального відділу привідних м'язів стегна (рис. 1). Для створення моделі застосовували анатомічні та антропометричні дані, отримані з робіт закордонних колег [3, 4]. На рис. 2 наведено основні розміри, які використовували для побудови моделей і розрахунків.

Для детального аналізу поведінки кожної ділянки моделі кожен із м'язів розділявся на зони з різними показниками механічних властивостей м'яких тканин [5, 6]. Їх розподіл у кожній ділянці проксимального відділу привідних м'язів представлено у табл. 1. та на рис. 2.

Таблиця 1

**Механічні властивості матеріалів моделі**

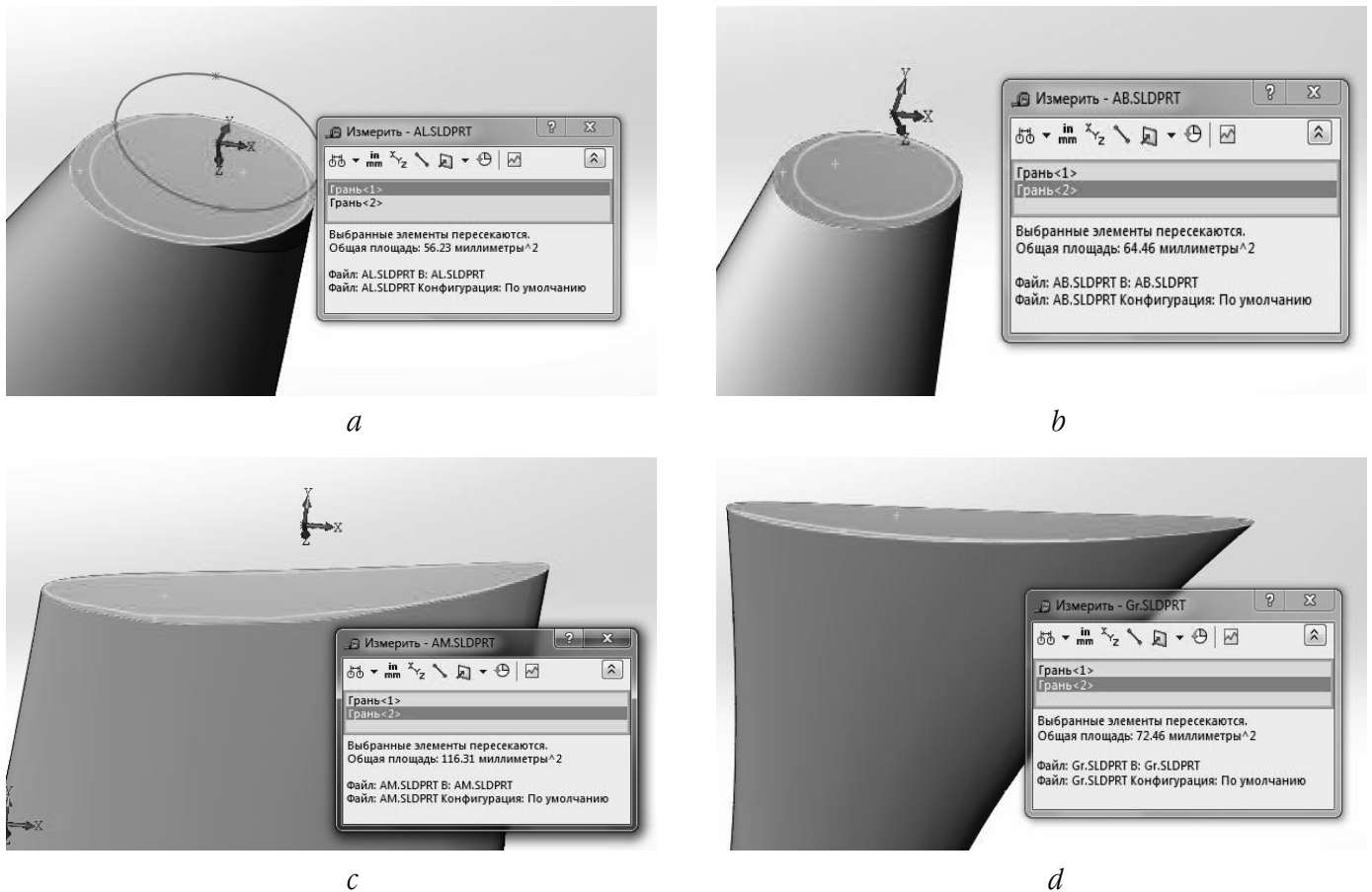
Матеріал	Модуль Юнга Е, Па	Коефіцієнт Пуассона
Кістка	$17,6 \times 10^9$	0,32
Сухожилля	$1,6 \times 10^9$	0,4
М'яз	$0,9 \times 10^6$	0,43



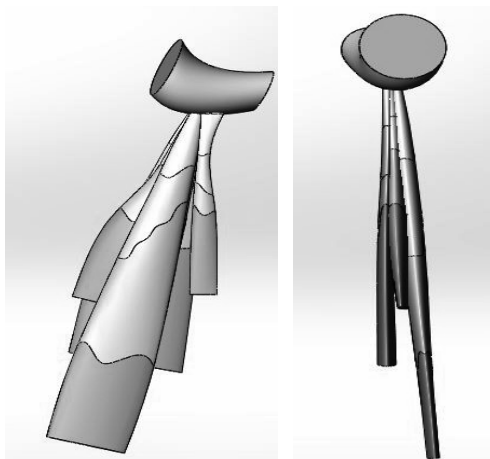
**Рис. 2.** Розподіл механічних властивостей матеріалів уздовж моделей m. adductor brevis та m. gracilis

Площа контакту сухожилка з кісткою у ділянці ентазисів для кожного м'яза наведена на рис. 3.

При побудові моделі максимально враховувалась геометрія кожного з м'язів-аддукторів стегна і спрощувалась тільки у випадках, коли це було необхідно для даного типу розрахунків. Зважаючи на широкий діапазон залежностей механічних властивостей тканин моделей, ці спрощення внесли допустиму похибку в розрахунки. Також у реальних умовах сухожильні ділянки м'язів зрощені та являють собою більш міцну суцільну конструкцію. У нашій моделі ці ділянки відокремлені між собою і за рахунок цього стають менш міцними (консервативними), ніж насправді. Але загальна поведінка окремих ділянок моделі зберігається. Побудовану 3D-модель привідних м'язів (рис. 4) імпортовано у середовище ANSYS для подальших розрахунків.



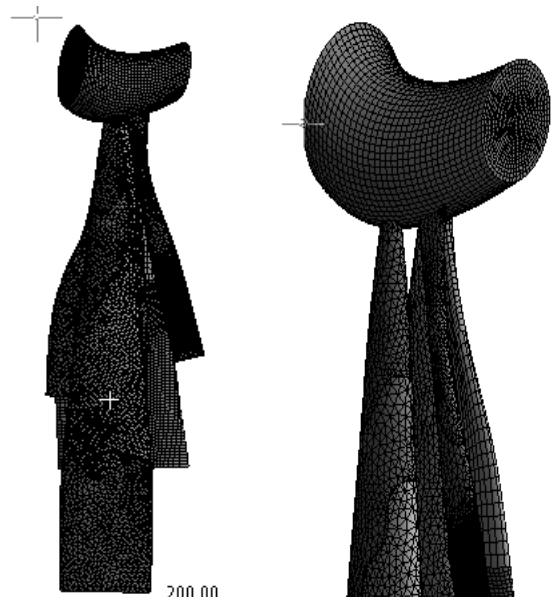
**Рис. 3.** Площа контакту сухожилка з кісткою у ділянці ентазисів: а – m. adductor longus, б – m. adductor brevis, в – m. adductor magnus, д – m. gracilis



**Рис. 4.** 3D-модель привідних м'язів

*Скінченно-елементне моделювання*

У напівавтоматичному режимі згенеровано скінченно-елементну модель привідних м'язів (рис. 5), яка налічувала 374246 вузлів та 167176 елементів, що є достатнім для забезпечення необхідної точності розрахунків. У найбільш важливих перехідних ділянках моделі з різними механічними властивостями скінченно-елементна сітка згущувалась для підвищення точності розрахунків.



**Рис. 5.** Скінченно-елементна модель

Модель жорстко закріплювалася у ділянці кістки, а до дистальних кінців кожного з м'язів прикладалась відповідна сила в момент удару по м'ячу, з урахуванням геометрії та зон фіксації м'язів для середньостатистичного футболіста ростом 175 см (рис. 6).

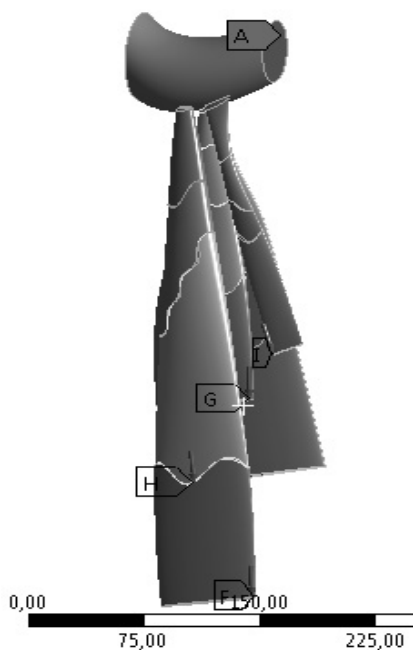


Рис. 6. Граничні умови

## Результати та їх обговорення

### Розрахунки імпульсу сили

Оскільки удар по м'ячу розглянуто як поворот навколо центру обертання нижньої кінцівки O, то враховували радіус плеча сили для кожного м'яза – *m. adductor longus* ( $R_{AL}$ ) = 20 см, *m. adductor brevis* ( $R_{AB}$ ) = 15 см, *m. adductor magnus* ( $R_{AM}$ ) = 28 см, *m. gracilis* ( $R_{GR}$ ) = 32 см, відповідно до рис. 7.

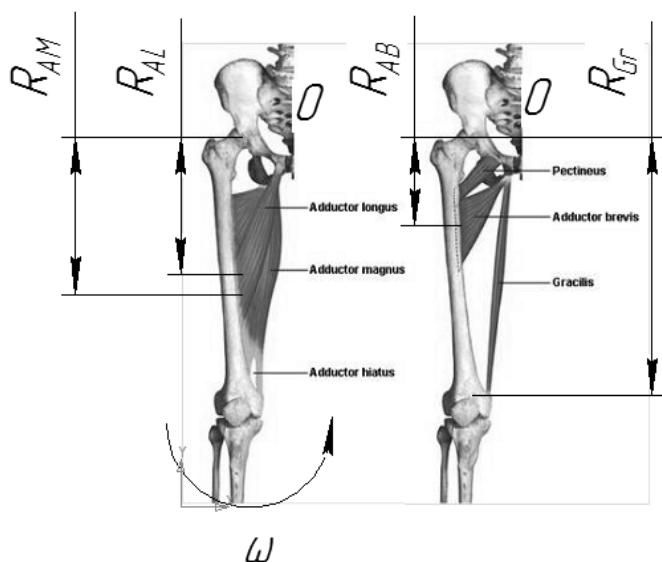


Рис. 7. Радіуси плеча сили аддукторів стегна

При одновимірному рівноприскореному русі швидкість тіла змінюється з часом лінійно за законом:

$$v = v_0 + at. \quad (5)$$

При обертанні матеріальної точки з кутовою швидкістю  $\omega = \dot{\varphi}$  по колу радіусом R її миттєву швидкість визначали за формулою:

$$v = \omega R = \dot{\varphi} R, \quad (6)$$

Отже, відома швидкість м'яча після удару (120 км/год), вага м'яча (0,450 кг) та вага нижньої кінцівки (показник скорочується при подальших розрахунках). Введено деякі припущення та обмеження:

- м'яч у початковому положенні залишався в спокої ( $V_0=0$ );
- нижня кінцівка передала весь імпульс на м'яч ( $V_{\text{кінцівка ноги}}=0$ ).

Вирішуючи зворотну задачу за формулами, наведеними вище, визначили силу, яка діє на кожен із м'язів:

$$F_i = \frac{m_M \cdot V_M \cdot R_i}{R_H \cdot t}, \quad (7)$$

де  $m_M$  – маса м'яча;

$V_M$  – швидкість м'яча;

$R_H$  – довжина нижньої кінцівки;

$F_i$  – сила, яка діє на кожен із м'язів.

Але оскільки дистальний відділ м'язів кріпиться не в одній точці, а вздовж діафізу стегнової кістки, для підвищення точності розрахунків враховували протяжність ділянки кріплення кожного з м'язів і площу їх поперечного січення. Отримані у результаті розрахунків сили м'язів аддукторів стегна при ударі по м'ячу внесено у табл. 2.

Таблиця 2

### Результати розрахунків сили м'язів аддукторів стегна при ударі по м'ячу

М'яз	Зосереджена сила, F (Н)	Розподілена сила P (Н/мм <sup>2</sup> )*
AL	2,91	0,172
AB	2,18	0,264
AM	4,08	0,192
Gr	4,66	0,078

Примітка: \* - Розподілена сила – це сила (тиск), що діє на кожен квадратний міліметр моделі.

Отримані показники напружено-деформованого стану моделі представлені на рис. 8-14. Як бачимо з рис. 11, максимальні показники напружень знаходяться у зоні кріплення сухожилля до кістки (ентазис) із значеннями  $\sigma_{\text{max}} = 5,28$  МПа. В реальності ж напруження у цій ділянці дещо менші за рахунок з'єднання сухожилків між собою зі збільшенням їх поперечного січення.

Спостерігаються також зони концентрації напружень у місцях переходу механічних властивостей матеріалів, але їх показники менші, ніж у ділянці ентазису, та значно не впливають на поведінку тка-

нин у перехідних ділянках. Максимальні показники деформацій у моделі закономірно спостерігаються у перехідних ділянках м'яз-сухожилля та саме м'язі. Це пов'язано як з їх найменшими механічними властивостями у всій моделі, так і зі скороченням м'яза (рис. 8-9). При цьому максимальні показники деформацій припадають на AL зі значеннями  $\epsilon_{\max}=1,04$  мм.

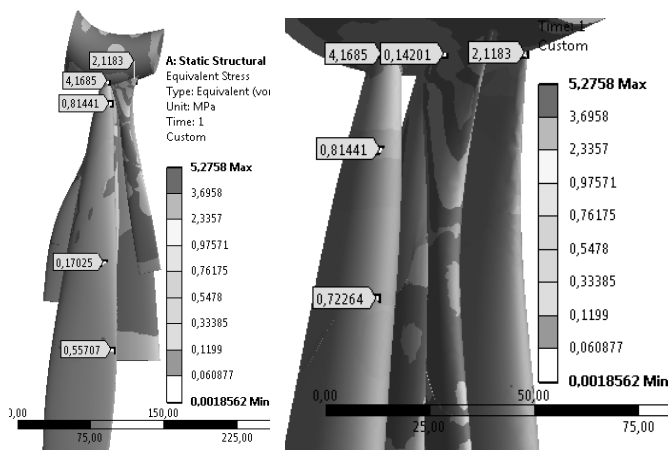


Рис. 8. Загальні напруження в моделі ( $\sigma_{\max}=5,28$  МПа)

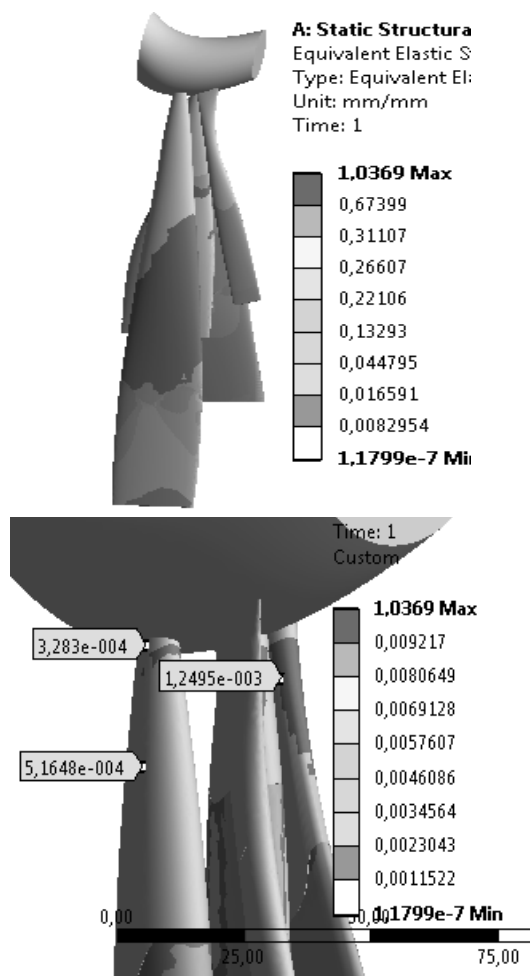


Рис. 9. Загальні деформації в моделі ( $\epsilon_{\max}=1,04$  мм)

Під дією прикладених зусиль у моделі відбуваються переміщення (Total deformation), представленні на рис. 10. Якщо слідувати третьому закону Ньютона, то можна вважати, що ці переміщення є величиною, на яку м'язи скорочуються при ударі по м'ячу. Тобто AL скоротилась на 2,91 см, АВ – на 2,23 см, АМ – на 2,57 см, а Gr – на 1,32 см. Оскільки визначальним параметром у цій роботі є міцність даної системи (моделі), то в подальшому розглянуто параметр напруження в кожному сегменті моделі.

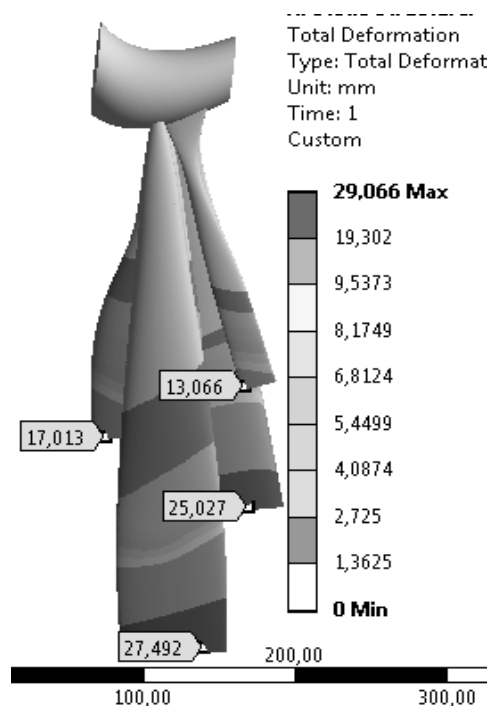


Рис. 10. Переміщення в моделі ( $\delta_{\max}=75,4$  мм)

#### НДС моделі *m. adductor longus*

На рис. 11 представлено розподіл напружень у моделі *m. adductor longus*, а також в кожному з її елементів. Показники напружень зменшуються зверху до низу. Максимальні показники – 5,28 МПа, спостерігаються на ділянці кістково-сухожильного переходу (ентазису). Збільшення напружень відбувається в зонах переходу механічних властивостей тканин: на сухожильній ділянці моделі –  $\sigma_{\max}=1,86$  МПа; на сухожиллі із механічними властивостями 50/50% м'яз-сухожилля –  $\sigma_{\max}=0,88$  МПа; на сухожиллі із механічними властивостями 25/75% м'яз-сухожилля –  $\sigma_{\max}=1,28$  МПа; на м'язі –  $\sigma_{\max}=0,87$  МПа.

#### НДС моделі *m. adductor brevis*

На рис. 12 представлено розподіл напружень в моделі *m. adductor brevis*, а також у кожному з її елементів. Як можна бачити, показники напружень зменшуються зверху до низу. Максимальні показники – 4,16 МПа, спостерігаються на ділянці кістково-сухожильного переходу (ентазису). Збільшення напружень відбувається в зонах пере-

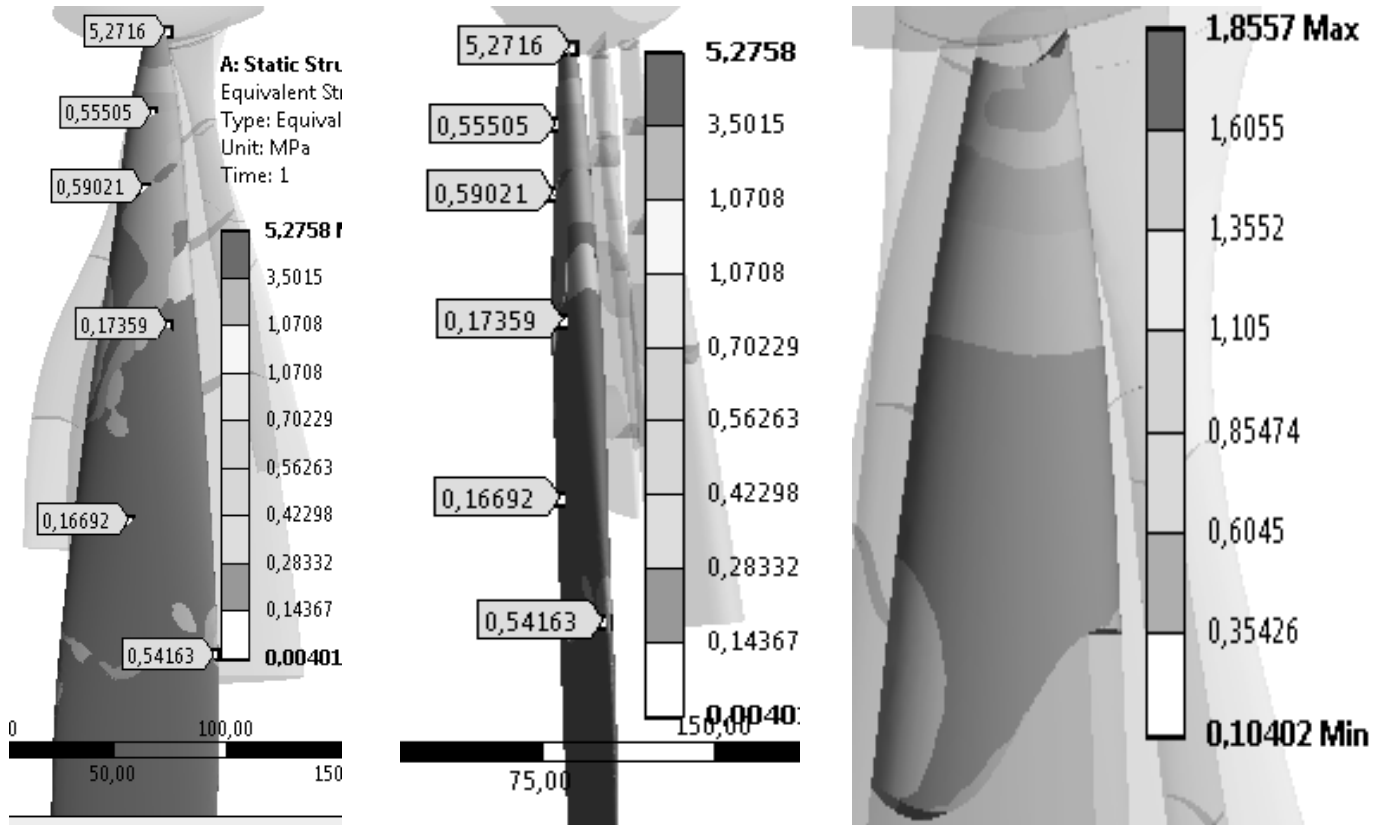


Рис. 11. Напруження у різних ділянках моделі m. adductor longus ( $\sigma_{\max}=5,28$  МПа)

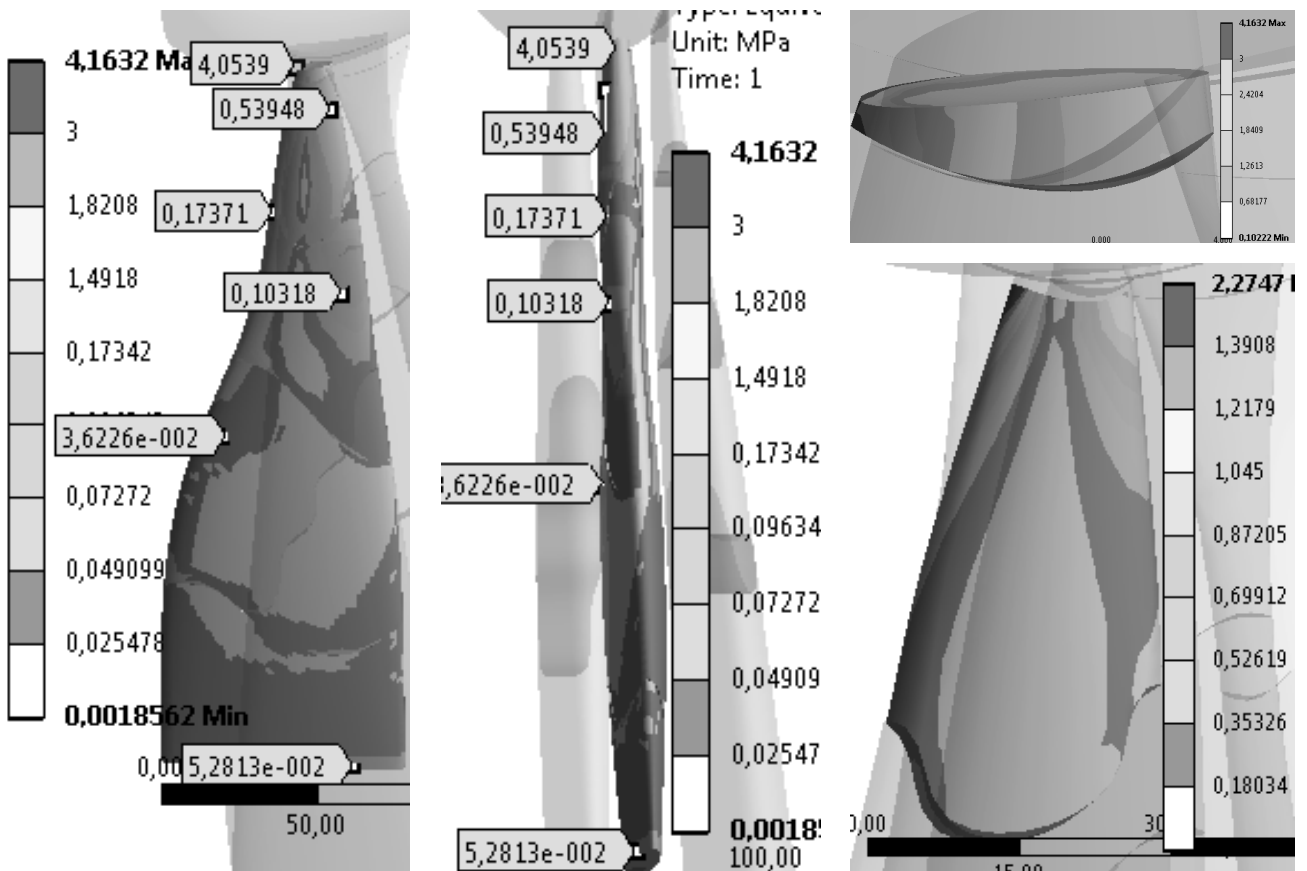


Рис. 12. Напруження у різних ділянках моделі m. adductor brevis ( $\sigma_{\max}=4,16$  МПа)

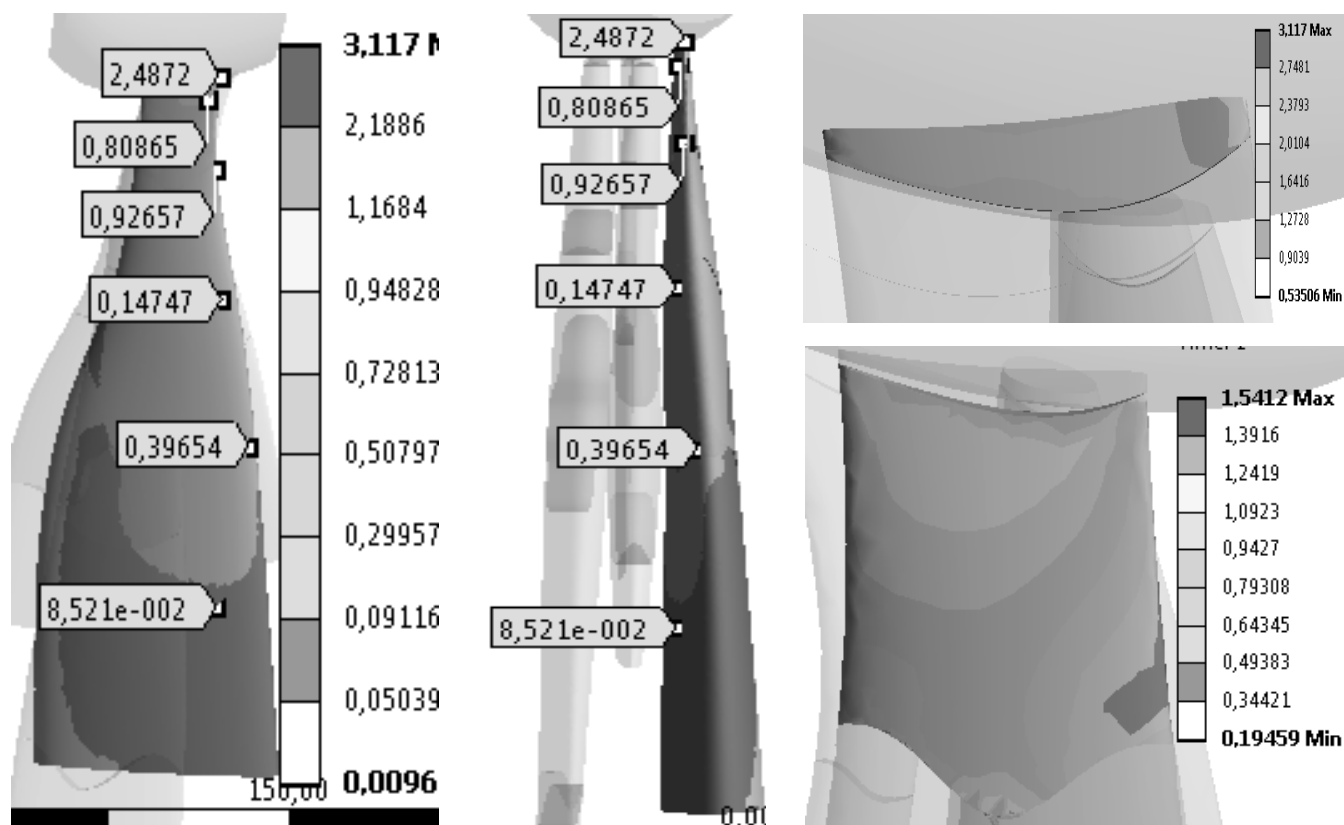


Рис. 13. Напруження у різних ділянках моделі *m. adductor magnus* ( $\sigma_{\max}=3,12$  МПа)

ходу механічних властивостей тканин: на сухожильній ділянці моделі –  $\sigma_{\max}=2,27$  МПа; на сухожиллі із механічними властивостями 50/50% м'яз-сухожилля –  $\sigma_{\max}=2,11$  МПа; на сухожиллі із механічними властивостями 25/75% м'яз-сухожилля –  $\sigma_{\max}=1,02$  МПа; на м'язі –  $\sigma_{\max}=1,59$  МПа.

#### НДС моделі *m. adductor magnus*

На рис. 13 представлено розподіл напружень у моделі *m. adductor magnus*, а також у кожному з її елементів. Показники напружень зменшуються зверху до низу. Максимальні показники – 3,12 МПа, спостерігаються на ділянці кістково-сухожильного переходу (ентазису). Збільшення напружень відбувається в зонах переходу механічних властивостей тканин: на сухожильній ділянці моделі –  $\sigma_{\max}=1,54$  МПа; на сухожиллі із механічними властивостями 50/50% м'яз-сухожилля –  $\sigma_{\max}=0,73$  МПа; на сухожиллі із механічними властивостями 25/75% м'яз-сухожилля –  $\sigma_{\max}=0,60$  МПа; на м'язі –  $\sigma_{\max}=0,20$  МПа.

#### НДС моделі *m. gracillis*

На рис. 14 представлено розподіл напружень у моделі *m. gracillis*, а також у кожному з її елементів. Як можна бачити, показники напружень зменшуються зверху до низу. Максимальні показники – 1,14 МПа, спостерігаються на ділянці кістково-сухожильного переходу (ентазису). Збільшення напружень відбу-

вається в зонах переходу механічних властивостей тканин: на сухожильній ділянці моделі –  $\sigma_{\max}=0,37$  МПа; на сухожиллі із механічними властивостями 50/50% м'яз-сухожилля –  $\sigma_{\max}=0,29$  МПа; на сухожиллі із механічними властивостями 25/75% м'яз-сухожилля –  $\sigma_{\max}=0,15$  МПа; на м'язі –  $\sigma_{\max}=0,17$  МПа.

Усі отримані результати наочно зведено до таблиці та побудовано графік напружень (рис. 15) для кожного з м'язів залежно від властивостей матеріалу: 1 – зона ентазису; 2 – сухожилля; 3 – сухожильно-м'язовий перехід (50/50%); 4 – сухожильно-м'язовий перехід (25/75%); 5 – м'яз (табл. 3).

Таблиця 3

#### Результати розрахунків НДС елементів моделі

М'яз	$\epsilon_{\max}$ , мм	$\delta_{\max}$ , мм	Напруження $\sigma_{\max}$ , МПа				
			1	2	3	4	5
AL	1,04	29,10	5,27	1,86	0,88	1,28	0,87
AB	0,61	22,30	4,16	2,27	2,10	1,02	1,59
AM	0,29	25,67	3,12	1,54	0,72	0,60	0,20
Gr	0,19	13,20	1,14	0,37	0,29	0,15	0,17

На графіку можна спостерігати розподіл напружень у кожній ділянці м'язів. Розрахунки НДС у кожній ділянці моделі показують тенденції процесів, які відбуваються під дією зовнішніх сил (удар по м'язу). Тобто аналізу підлягає лише порівняння отриманих показників між собою.

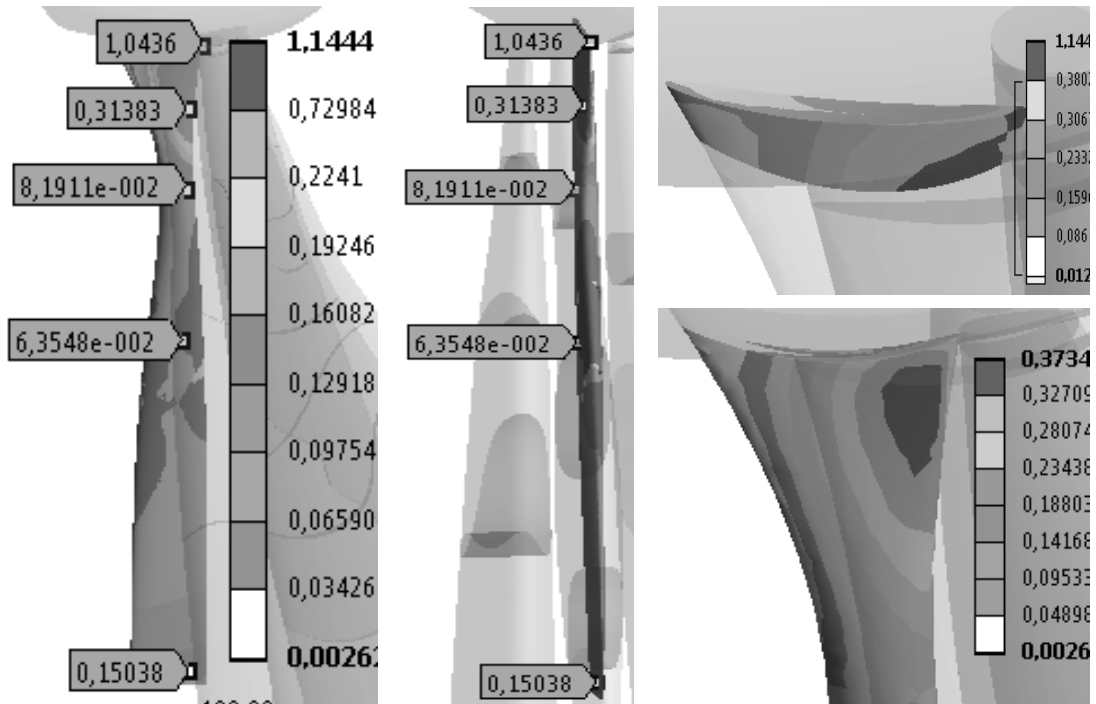


Рис. 14. Напруження у різних ділянках моделі m. gracilis ( $\sigma_{\max}=1,14$  МПа)

Оскільки розрахунки НДС елементів моделі проводили з використанням лінійних властивостей матеріалів, то при збільшенні навантаження на модель відбувається пропорційне збільшення напружень, деформацій і переміщень. З розрахунків у першій частині роботи: сила, яка діє на кожен із м'язів, прямо пропорційна прискоренню (а також

і швидкості) при ударі по м'ячу. Тобто, чим сильніший удар по м'ячу, тим більші зусилля розвивають м'язи-аддуктори стегна та, відповідно, зростають показники напружень, деформацій і переміщень у всіх ділянках. Однак, як ми бачимо на моделі, основні напруження припадають на зони ентазисів усіх привідних м'язів, які стають ділянками концентра-

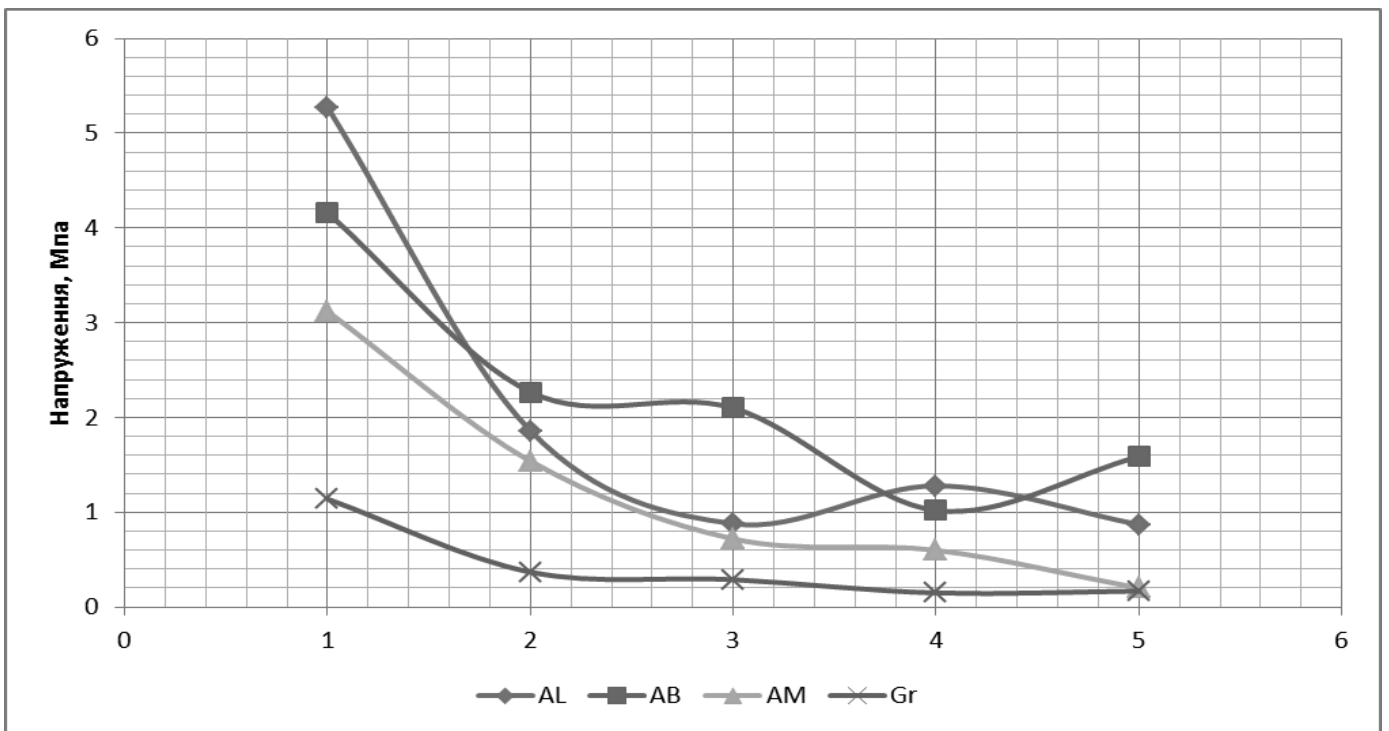


Рис. 15. Графік показників напружень у різних ділянках моделі



ції напружень на кожному м'язі. Саме цей факт візуалізує процес ушкодження м'яких тканин у зонах ентазисів привідних м'язів із розвитком клінічної картини синдрому пахового болю у гравців у футбол. При цьому зниження еластичності сухожильних елементів на тлі дегенеративних процесів у м'яких тканинах може призводити до швидкого зростання показників напружень із перевищенням порогу міцності тканин та їх одночасного механічного ушкодження при вибуховому скороченні привідних м'язів під час удару по м'ячу.

## Висновки

1. Максимальні показники напружень при ударі по м'ячу знаходяться у зоні кріплення сухожилків усіх привідних м'язів до кістки (ентазис) із максимальними значеннями 5,27 МПа (*m. adductor longus*) та 4,16 МПа (*m. adductor brevis*).

2. Спостерігаються зони концентрації напружень у місцях переходу механічних властивостей матеріалів кістка-сухожилля-м'яз, але їх показники менші, ніж у ділянках ентазисів.

3. Зміни механічних властивостей тканин у ділянках ентазисів на тлі дегенеративних процесів можуть призводити до зростання показників напружень із перевищенням порогу міцності тканин та їх одночасного механічного ушкодження.

4. Проведені дослідження поведінки проксимального відділу привідних м'язів стегна (*m. adductor longus*, *m. adductor brevis*, *m. adductor magnus*, *m. gracilis*) виявили *locus minoris* ділянки ентазису, пошкодження якого при вибуховому скороченні м'язів під час удару по м'ячу може стати причиною розвитку синдрому пахового болю у гравців у футбол.

## Література

1. Docinovic B. Surgical treatment of chronic groin pain in athletes / B. Docinovic, B. Sebecic // International orthopedics. – 2012. – № 36. – P. 2361–2367.
2. Gilmore J. Groin pain in the soccer athlete: fact, fiction, and treatment / J. Gilmore // Sports Med. – 1998 – № 17. – P.787–793.
3. Davis JA. New insights into the proximal tendons of adductor longus, adductor brevis and gracilis / J.A. Davis, M.D. Stringer, S.J. Woodley // Br. J. Sports Med. – 2012. – Vol. 46 – P. 871–876.
4. Benjamin M. Where tendons and ligaments meet bone: attachmentsites ('entheses') in relation to exercise and/or mechanical load / M. Benjamin, H. Toumi, J.R. Ralphs, G. Bydder, T.M. Best, S. Milz // J. Anat. – 2006. – Vol. 208. – P. 471–490.
5. Maganaris C.N. In vivo human tendon mechanical properties / C.N. Maganaris, J.P. Paul // Journal of Physiology. – 1999. – Vol. 521. – P. 307–313.
6. Kubichek M. Stress strain analysis of Knee joint / M. Kubichek, Z. Florian // Engineering Mechanics. – 2009. – Vol. 5 (16). – P. 315–322.

### **BIOMECHANICAL PREREQUISITES OF DRIVING FEMORIS DAMAGES OF PAIN SYNDROME GROIN ATHLETES**

Lazarev I.A., Kostrub O.O., Blonskyi R.I., Skyban M.V.

**Summary.** In the computer model player that hits the ball biomechanics held or conduct research proximal afferent thigh muscles (*m. adductor longus*, *m. adductor brevis*, *m. adductor magnus*, *m. gracilis*). *Locus minoris* discovered this site. His damage with explosive muscle contraction while hitting the ball can become inguinal pain syndrome in football players.

**Key words:** inguinal pain syndrome in athletes, ARS-syndrome tendynopatiya, damage to tendons, biomechanical research.

### **БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ПРЕДУСЛОВИЯ ВОЗНИКНОВЕНИЯ ПОВРЕЖДЕНИЙ ПРИВОДЯЩИХ МЫШЦ БЕДРА ПРИ СИНДРОМЕ ПАХОВОЙ БОЛИ У СПОРТСМЕНОВ**

Лазарев И.А., Коструб А.А., Блонский Р.И., Скибан М.В.

**Резюме.** На компьютерной модели футболиста, бьющего по мячу, проведены биомеханические исследования поведения проксимального отдела приводных мышц бедра (*m. adductor longus*, *m. adductor brevis*, *m. adductor magnus*, *m. gracilis*). Обнаружили *locus minoris* этого участка, повреждения которого при взрывном сокращении мышц во время удара по мячу может стать причиной развития синдрома паховой боли у игроков в футбол.

**Ключевые слова:** синдром паховой боли у спортсменов, ARS-синдром, тендинопатия, повреждения сухожилий, биомеханическое исследование.