

УДК 616.718.72-001.5:616.748.54:612.76

ЛАЗАРЕВ І.А., РАДОМСЬКИЙ О.А., РЯБОКОНЬ П.В., СКИБАН М.В.

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

Національна медична академія післядипломної освіти ім. П.Л. Шупика, м. Київ

БІОМЕХАНІЧНІ УМОВИ ФУНКЦІОНУВАННЯ ТРИГОЛОВОГО М'ЯЗА ПРИ ПЕРЕЛОМІ П'ЯТКОВОЇ КІСТКИ

Резюме. На математичній моделі досліджено біомеханічні умови функціонування триголового м'яза гомілки при переломах п'яtkової кістки зі зміщенням периферичного фрагмента. Відбувається укорочення триголового м'яза гомілки та порушення функції, пов'язане з одночасним зменшенням його довжини та плеча сили. Менше порушень роботи триголового м'яза спостерігається при зменшенні плеча сили та сталій довжині м'яза або при укороченні довжини м'яза, але збереженому плечі сили. Подовження, так само як і вкорочення триголового м'яза внаслідок перелому п'яtkової кістки із зміщенням периферичного фрагмента викликає зменшення екскурсії та сили м'яза, а також збільшує енерговитрати при його роботі. Навіть невеликі зміщення периферичного фрагмента допереду та догори призводять до швидкого зростання напружень на ахіллового сухожилку. При значних зміщеннях відламка напруження на ахіллового сухожилку можуть перевищувати границю його міцності. Необхідне обов'язкове відновлення анатомічної цілісності та просторової геометрії п'яtkової кістки при її переломі із зміщенням фрагментів.

Ключові слова: перелом п'яtkової кістки, триголовий м'яз гомілки, біомеханічні порушення.

Вступ

Переломи п'яtkової кістки трапляються доволі часто і в структурі ушкоджень опорно-рухового апарату становлять до 2 % від усіх переломів скелета та до 60 % від усіх переломів стопи [2]. Переломи п'яtkової кістки супроводжуються серйозними порушеннями функції опори та ходи та в переважній більшості випадків призводять до незадовільних результатів лікування, а у 2–10 % — з виходом на первинну інвалідність. Відновлення анатомії та функції стопи, втрачених внаслідок травми, становить велику складність, особливо у випадках несвіжих та застарілих переломів п'яtkової кістки. Навіть у наш час лікування таких переломів залишається актуальною проблемою через високу частоту незадовільних результатів, значну інвалідизацію потерпілих та значні економічні втрати. Близько 80 % переломів п'яtkової кістки — внутрішньосуглобові, вони є найбільш несприятливими [6]. Переломи п'яtkової кістки супроводжуються спотворенням суглобових поверхонь та форми кістки із пошкодженням м'яких тканин п'яtkової ділянки. Деякі автори відмічають відсутність зв'язку переломів п'яtkової кістки зі зміщенням відламків із функціональними порушеннями кінцівки, тривають дебати щодо ролі м'яких тканин у порушенні біомеханіки кінцівки та скаргах пацієнта [5]. Дотепер не з'ясовано внесок кожного елемента деформації п'яtkової кістки внаслідок її перелому у функціональні можливості м'язів гомілки в цілому.

На підставі аналізу рентгенологічних та даних комп'ютерної томографії 68 пацієнтів з переломами п'яtkової кістки з'ясовано, що залежно від характеру ушкодження та енергетичності травми виникають різні типи переломів п'яtkової кістки, але в більшості випадків зміщення уламків викликає характерну деформацію п'яtkової кістки (рис. 1).

При цьому сустентакулюм залишається цілим й приєднаним до таранної кістки міжкістковими зв'язками та опускається в напрямку плантарної поверхні стопи. Лінія перелому п'яtkової кістки, що проходить між сустентакулюмом та п'яtkовим бугром, розширює п'яtkову кістку. Це розширення посилюється за рахунок зміщення латеральної стінки. Лінії перелому створюють дисконгруентність задньої суглобової поверхні п'яtkової кістки. Зміщення сустентакулярного фрагмента (дозаду щодо горбистості) призводить до зменшення висоти та довжини п'яtkової кістки, спотворюючи точки прикладання м'язових сил [1] (рис. 2). У зв'язку із зміщенням ділянки п'яtkового бугра та місця прикріплення ахіллового сухожилка порушується одна з основних функцій п'яtkової кістки — функція важеля для м'язів гомілки та ахіллового сухожилка [4].

© Лазарев І.А., Радомський О.А., Рябоконт П.В., Скибан М.В., 2015

© «Травма», 2015

© Заславський О.Ю., 2015

Аналогічні дані отримані і іншими авторами [3]. Отже, триголовий м'яз гомілки внаслідок переломів п'яткової кістки із зміщенням відламків зазнає укорочення та зменшення плеча сили. Але поведінка триголового м'яза в умовах функціонального навантаження не завжди відповідає умовам його укорочення. У фазі заднього поштовху в акті ходьби триголовий м'яз гомілки, передаючи зусилля по підняттю ваги тіла через п'яткову кістку, в умовах спотворення її форми працює по-іншому порівняно з нормальними умовами.

Актуальність дослідження викликана відсутністю єдиного погляду на поведінку триголового м'яза залежно від виду та величини зміщення периферичного фрагмента при переломах п'яткової кістки та на необхідність відновлення її структури з поверненням фрагмента й місця кріплення ахіллового сухожилка в анатомічну позицію.

Мета дослідження: дослідити біомеханічні умови функціонування триголового м'яза гомілки у фазі заднього поштовху ходьби при переломах п'яткової кістки із зміщенням периферичного фрагмента допереду та догори.

Матеріал та методи

Для визначення ступеня порушення функції триголового м'яза гомілки внаслідок перелому п'яткової кістки проведені аналітичні математичні розрахунки в умовах лінійного зміщення периферичного фрагмента допереду та догори.

Для розрахунків прийняти такі остеометричні дані: середні показники довжини L_1 інтактної стопи (відстань від головки I плесневої кістки до нижньої поверхні п'яткової кістки) — 180 мм, середнє вкорочення довжини стопи L_2 при зміщенні периферичного фрагмента перелому п'яткової кістки — $3,53 \pm 1,50 \%$ (рис. 2).

Для розрахунків створено 3 математичні моделі для різних варіантів зміщення фрагмента п'яткової кістки



Рисунок 1. Перелом п'яткової кістки зі зміщенням відламків

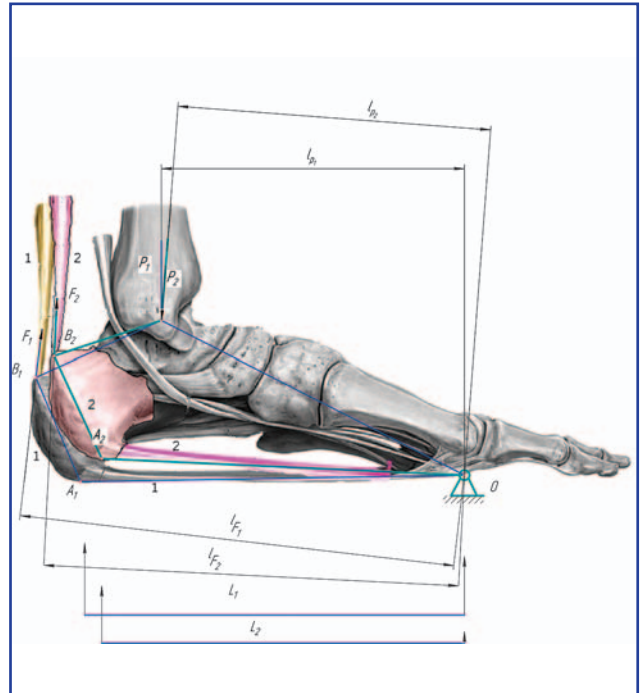


Рисунок 2. Довжина інтактної стопи та стопи при переломі п'яткової кістки

Примітки: F_1 — сила дії ахіллового сухожилка на п'яткову кістку для відриву п'ятки від поверхні опори при вазі тіла 75 кг ($P_1 = 750$ Н) для інтактної стопи; F_2 — сила дії ахіллового сухожилка на п'яткову кістку для відриву п'ятки від поверхні опори при вазі тіла 75 кг ($P_1 = 750$ Н) для стопи з переломом п'яткової кістки із зміщенням периферичного фрагмента; L_{P_1}, P_2, F_1, F_2 — плечі дії сил.

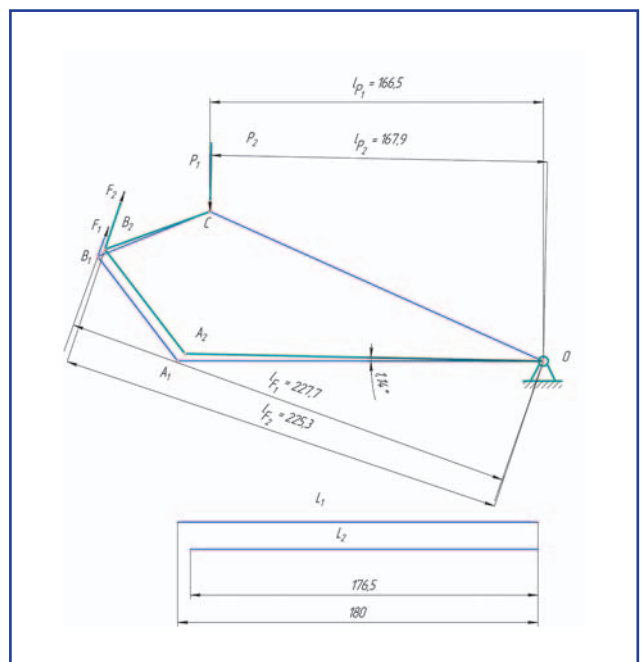


Рисунок 3. Загальна розрахункова схема (зміщення фрагмента п'яткової кістки на 2%)

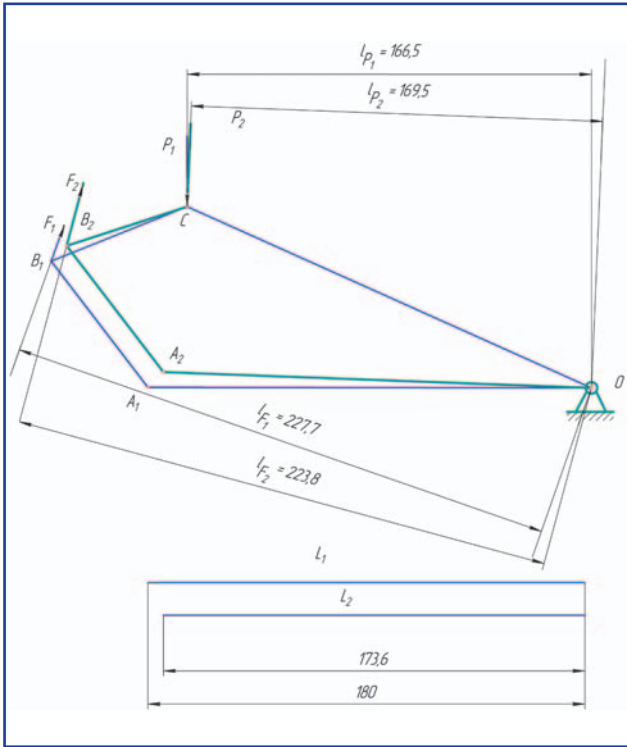


Рисунок 4. Загальна розрахункова схема (зміщення фрагмента п'яткової кістки на 3,53 %)

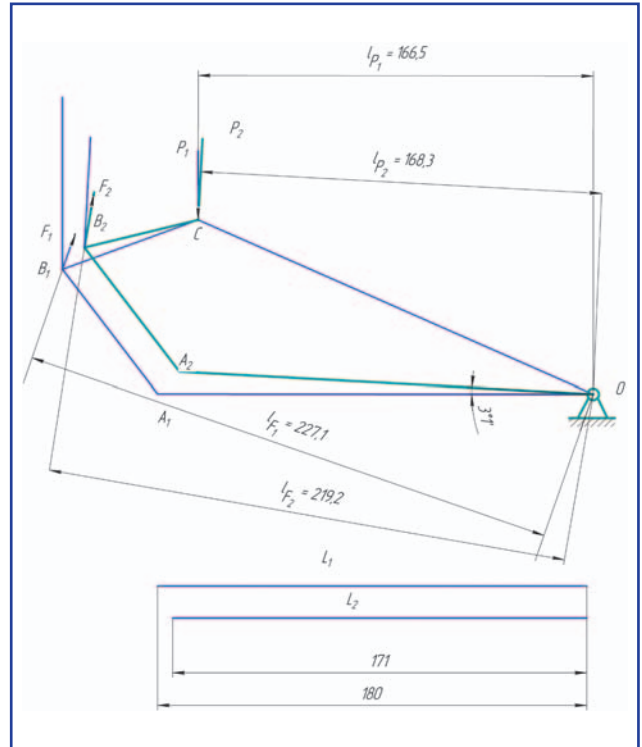


Рисунок 5. Загальна розрахункова схема (зміщення фрагмента п'яткової кістки на 5 %)

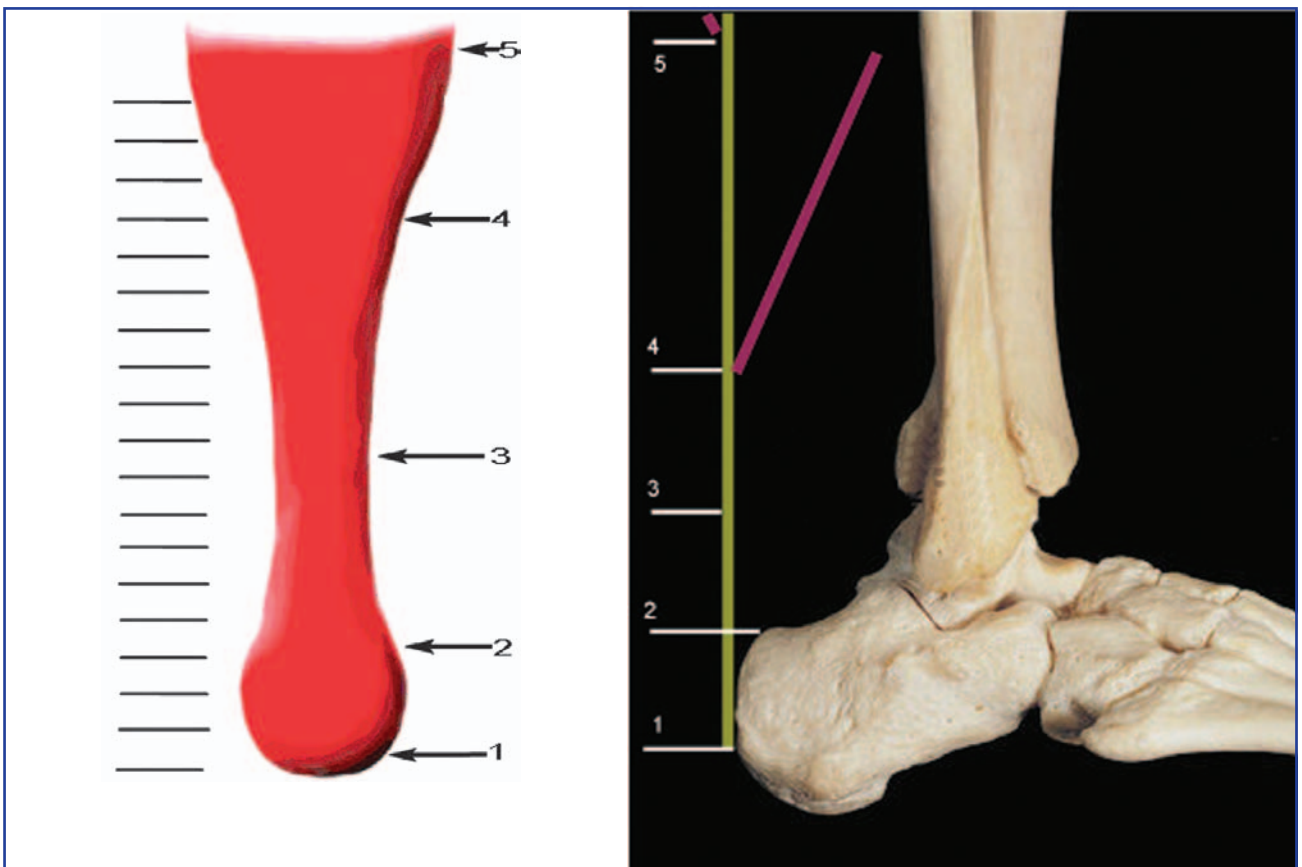


Рисунок 6. Геометричні характеристики ахіллового сухожилка

інтегрального клінічного результативного ризику виникнення летального кінця перебігу травматичного процесу у постраждалих з поєднаними пошкодженнями таза у гендерному аспекті наведено в табл. 3.

Аналізуючи дані верифікації та реалізації клінічного результативного ризику, варто зауважити, що чоловіки в усіх клініко-нозологічних групах мають більш

високий ризик порівняно з жінками. Це пояснюється тим, що пошкодження таза, як правило, супроводжується значною крововтратою. Як відомо, для жінок характерна більша толерантність і резистентність до втрат кров [11].

Однак варто зауважити, що в міру зростання кількості поєднаних пошкоджень різниця в показниках

Таблиця 2. Клінічні результативні ризики виникнення летального кінця перебігу травматичного процесу в постраждалих із політравмою і пошкодженням таза залежно від клініко-нозологічної форми поєднання та віку

Нозологічна форма пошкодження	≤ 20 років		21–40 років		41–60 років		> 60 років	
	КРР	ЯХР	КРР	ЯХР	КРР	ЯХР	КРР	ЯХР
Травма кісток таза + ЧМТ	0,28	Суттєвий	0,59	Критичний	0,64	Критичний	0,86	Катастрофічний
Травма кісток таза + СТ	0,39	Суттєвий	0,53	Критичний	0,81	Катастрофічний	0,89	Катастрофічний
Травма кісток таза + ЧМТ + СТ	0,51	Критичний	0,59	Критичний	0,80	Критичний	0,82	Катастрофічний
Травма кісток таза + ТЖ + ТХ	0,81	Катастрофічний	0,87	Катастрофічний	0,97	Катастрофічний	1,10	Катастрофічний
Травма кісток таза + ЧМТ + ТГК + ТЖ	0,90	Катастрофічний	0,94	Катастрофічний	1,38	Катастрофічний	1,50	Катастрофічний
Травма кісток таза + ЧМТ + ТГК + ТХ	0,98	Катастрофічний	1,10	Катастрофічний	1,76	Катастрофічний	1,98	Катастрофічний
Травма кісток таза + ЧМТ + ТГК + СТ	1,15	Катастрофічний	1,60	Катастрофічний	1,95	Катастрофічний	2,00	Катастрофічний
Травма кісток таза + ЧМТ + ТЖ + СТ	1,20	Катастрофічний	1,86	Катастрофічний	2,40	Катастрофічний	2,88	Катастрофічний
Травма кісток таза + ЧМТ + ТХ + СТ	1,60	Катастрофічний	2,40	Катастрофічний	2,80	Катастрофічний	3,15	Катастрофічний
Травма кісток таза + ЧМТ + ТГК + ТЖ + ТХ + СТ	2,25	Катастрофічний	2,64	Катастрофічний	3,12	Катастрофічний	3,25	Катастрофічний

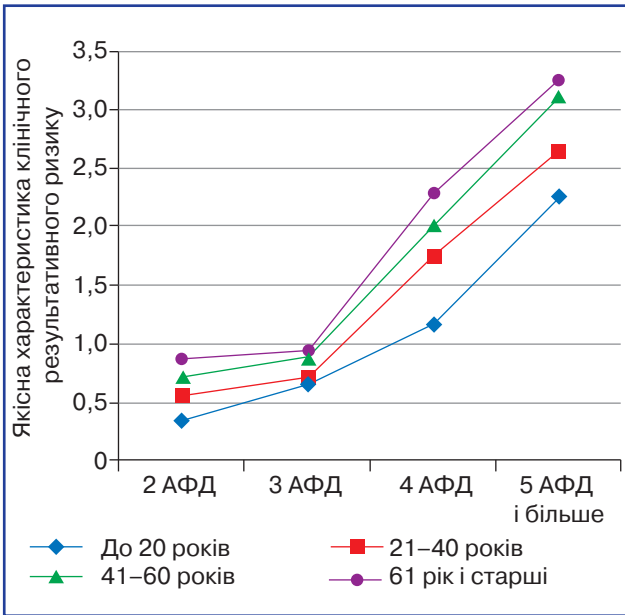


Рисунок 1. Розподіл клінічних результативних ризиків у віковому аспекті при поєднаних травмах таза залежно від кількості компонентів пошкодження (середньоарифметичні величини)

ризиків у чоловіків і жінок значно зменшується. Так, при переломі кісток таза та ЧМТ співвідношення становить 1,4; а при поєднанні травм кісток таза та краніо-абдомінально-торако-скелетному співвідношенні — лише 1,14; тобто вплив ризикстворюючого фактора за гендерною ознакою у постраждалих із політравмою по мірі зростання тяжкості та компонентності пошкодження значно зменшується.

Таким чином, отримані нами дані аналізу вказують, що для пошкоджень таза характерна досить висока смертність, особливо як компонента політравми, що обумовлює досить значний ризик виникнення летального кінця перебігу травматичного процесу. Такі результати підтверджуються й іншими літературними даними [12–15].

Висновки

1. Поєднані травми таза характеризуються високим ризиком летального результату перебігу травматичного процесу.

2. Як показує аналіз клінічних результативних ризиків, спостерігається чітка тенденція до зростання ймовірності летального результату зі збільшенням віку постраждалих та полікомпонентності пошкодження. Постраждалі старших вікових груп мають значний ри-

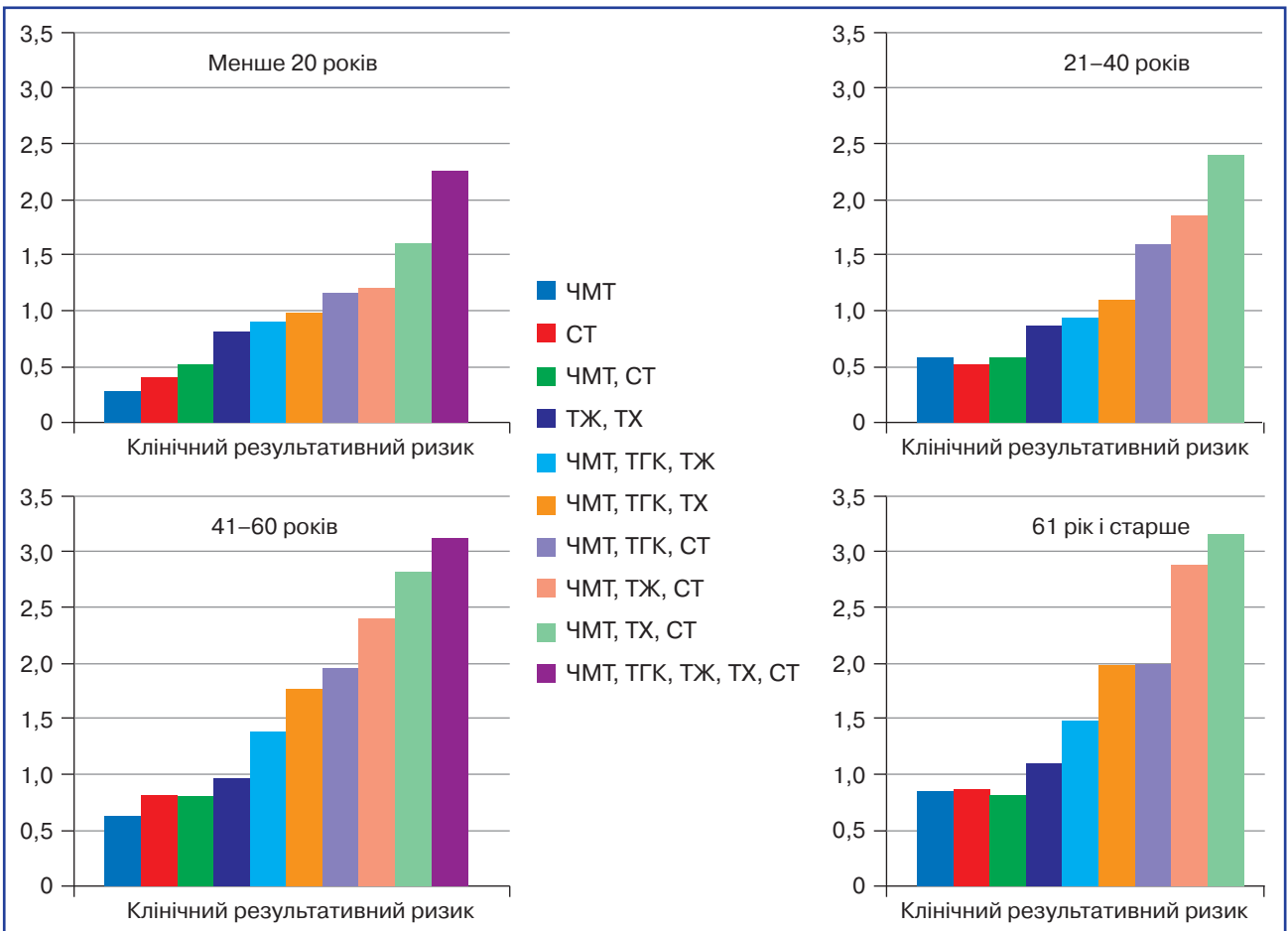


Рисунок 2. Клінічні результативні ризики у вікових групах залежно від ризикстворюючого фактора клініко-нозологічного поєднання травм таза та інших анатомо-функціональних ділянок

Таблиця 1. Геометричні показники ахіллового сухожилка

№ з/п	Ділянки ахіллового сухожилка за відстанню від верхівки п'яtkового бугра, см	Ширина, мм	Товщина, мм
1	0	25,2	2,0
2	2,1	19,2	4,5
3	4,2	16,0	5,1
4	6,47	44,6	6,3
5	14,8	56,2	2,8

пропорційно допереду та догори на 2; 3,53 та 5 % відповідно (рис. 3–5).

Прийняті такі спрощення:

— точка О — центр обертання в ділянці проекції плесново-фалангових суглобів лишається незмінною для усіх моделей;

— усі порції триголового м'яза працюють разом.

Для визначення геометричних характеристик ахіллового сухожилка використано патологоанатомічний матеріал людини нормостенічної тілобудови з орієнтовною вагою тіла 70–75 кг, зростом 170–176 см. Ахілловий сухожилок схематично поділено на такі ділянки (рис. 6):

- 1) верхівка п'яtkового бугра;
- 2) верхній край бугра п'яtkової кістки;
- 3) середня частина вільного ахіллового сухожилка;
- 4) перехід ахіллового сухожилка в камбалоподібний м'яз;

5) перехід ахіллового сухожилка в литковий м'яз.

Геометричні показники ширини та товщини на кожній ділянці ахіллового сухожилка подані в табл. 1.

Результати та їх обговорення

Аналіз реакцій на дію сили скорочення триголового м'яза F_1 для інтактної п'яtkової кістки та F_2 — для стопи з переломом п'яtkової кістки із зміщенням периферичного фрагмента пропорційно допереду та догори на 2; 3,53 та 5 % відповідно (рис. 3–5) демонструє зміну плеча та сили скорочення триголового м'яза при переломі порівняно з інтактною кісткою для різних варіантів зміщення.

Розрахунки сили скорочення триголового м'яза (рис. 3–5) проводили для інтактної п'яtkової кістки за формулою:

$$\Sigma M_0 = 0: F_1 \cdot l_{F_1} - P_1 \cdot l_{P_1} = 0;$$

$$F_1 = \frac{P_1 \cdot l_{P_1}}{l_{F_1}} = \frac{750 \cdot 166,5}{227,7} = 548,5 \text{ Н.}$$

В умовах перелому п'яtkової кістки із зміщенням периферичного відламка на 2 % (рис. 3) сила скорочення триголового м'яза становила відповідно:

$$\Sigma M_0 = 0: F_2 \cdot l_{F_2} - P_2 \cdot l_{P_2} = 0;$$

$$F_2 = \frac{P_2 \cdot l_{P_2}}{l_{F_2}} = \frac{750 \cdot 168,0}{225,3} = 559,1 \text{ Н};$$

$$F_2 = 1,02 F_1$$

В умовах перелому п'яtkової кістки із зміщенням периферичного відламка на 3,53 % (рис. 4) сила скорочення триголового м'яза становила відповідно:

$$\Sigma M_0 = 0: F_2 \cdot l_{F_2} - P_2 \cdot l_{P_2} = 0;$$

$$F_2 = \frac{P_2 \cdot l_{P_2}}{l_{F_2}} = \frac{750 \cdot 169,5}{223,9} = 567,9 \text{ Н};$$

$$F_2 = 1,04 F_1$$

В умовах перелому п'яtkової кістки із зміщенням периферичного відламка на 5 % (рис. 5) сила скорочення триголового м'яза становила відповідно:

$$\Sigma M_0 = 0: F_2 \cdot l_{F_2} - P_2 \cdot l_{P_2} = 0;$$

$$F_2 = \frac{P_2 \cdot l_{P_2}}{l_{F_2}} = \frac{750 \cdot 168,3}{219,2} = 575,9 \text{ Н};$$

$$F_2 = 1,05 F_1$$

За результатами розрахунків, сила (F_2) дії ахіллового сухожилка на п'яtkову кістку при відриві п'яtkи від поверхні опори з масою тіла 75 кг ($P_1 = 750 \text{ Н}$) в умовах перелому п'яtkової кістки із зміщенням периферичного фрагмента на 2; 3,53 та 5 % загальної довжини стопи збільшується на стільки ж відсотків, на скільки укорочується стопа. Дане твердження дійсне тільки для моментів, коли п'яtkова кістка зміщується рівномірно, а саме задовольняються умови, що A_1B_1 паралельна A_2B_2 .

Для перевірки адекватності розрахунків проведено контрольний розрахунок на прикладі моделі із зміщенням загальної довжини стопи на 5 % (рис. 5).

$$F_1 \cdot \cos(18,6) - P_1 = 0; \Rightarrow F_1 = \frac{P_1}{\cos(18,6)};$$

$$F_2 \cdot \cos(6,8) - P_2 = 0; \Rightarrow F_2 = \frac{P_2}{\cos(6,8)}.$$

$$\text{Тоді } \frac{F_2}{F_1} = \frac{\frac{P_2}{\cos(6,8)}}{\frac{P_1}{\cos(18,6)}}, \text{ за умови } P_1 = P_2 \text{ отримуємо}$$

$$\Rightarrow F_2 \approx 1,05 F_1$$

Отже, можна зробити висновки, що визначення сил є вірогідним.

На наступному етапі розглянуто відстань, яку проходить п'яtkа при нормальній ходьбі та ходьбі в умовах перелому п'яtkової кістки. Розрахунок проводили на прикладі моделі із зменшенням загальної довжини стопи на 5 % (рис. 5). Прийнято, що в положенні заднього поштовху п'яtkова ділянка підіймається на кут, який становить 23° до горизонталі. Тоді для інтактної кістки:

$$H_1 = \pi \cdot L_1 \cdot \frac{\alpha^\circ}{180^\circ} = \pi \cdot 180 \text{ мм} \cdot \frac{23^\circ}{180^\circ} = 72,22 \text{ мм},$$

де L_1 — довжина інтактної стопи, що зазначена на рис. 5.

Розрахунок показує, що в положенні стопи 23° до горизонталі при довжині $l = 180$ мм п'яткова ділянка підіймається на висоту 72,22 мм. Для цього відповідно й триголовому м'язу потрібно скоротитися на таку ж довжину 72,22 мм.

Для перелому п'яткової кістки із зміщенням периферичного фрагмента:

$$H_2 = \pi \cdot L_2 \cdot \frac{\alpha^\circ + \alpha_1^\circ}{180^\circ},$$

де α_1° — кут, на який потрібно додатково підвести п'яткову ділянку для здійснення нормальної ходьби з нового вихідного положення п'яткової кістки на площині опори із зміщеним фрагментом (рис. 5). Для даної моделі $\alpha_1^\circ = 3,1^\circ$ (для інших умов зміщення відламку цей кут буде інший). Тоді відповідно:

$$H_2 = \pi \cdot 171 \text{ мм} \cdot \frac{(23 + 3,1)^\circ}{180^\circ} = 78,77 \text{ мм}.$$

Це означає, що м'язу потрібно буде скоротитися додатково на 6,55 мм, здійснюючи й додаткову роботу. Розрахунок роботи, що виконує м'яз для відриву інтактної стопи від поверхні опори, виконується за формулою:

$$A_1 = \int_{H_1} F_1 \cdot dh.$$

Для стопи в умовах перелому п'яткової кістки із зміщенням периферичного відламку:

$$A_2 = \int_{H_2} F_2 \cdot dh.$$

З цих формул можна простежити, що при умові $F_2 > F_1$ на 5 %, а $H_2 > H_1$ на 9 % для моделі з переломом п'яткової кістки із зміщенням периферичного відламку на 5 % виконана робота збільшується на 14,45 %. Це може призводити до більшого навантаження на м'яз з додатковою тратою енергетичного ресурсу. Особливо це актуально при циклічних навантаженнях.

На кінцевому етапі розглянуто зміни розподілу напружень у триголовому м'язі та ахіллового сухожилку. Для цього розглянуто найбільш вузьку ділянку ахіллового сухожилка шириною 16 мм (табл. 1). Площу цієї ділянки розраховували за формулою:

$$S = \pi \cdot \frac{a}{2} \cdot \frac{b}{2} = 64,06 \text{ мм}^2.$$

Напруження на сухожилку для інтактної п'яткової кістки становили:

$$\sigma = \frac{F}{S},$$

$$\sigma = \frac{548,5}{64,06} = 8,56 \text{ МПа},$$

де F — сила триголового м'яза (F_1 — для інтактної моделі, F_2 — для моделі зі зміщенням периферичного фрагмента перелому п'яткової кістки), необхідна для відриву п'ятки від поверхні опори.

Тоді:

$$\frac{\sigma_2}{\sigma_1} = \frac{\frac{F_2}{S_2}}{\frac{F_1}{S_1}} = \frac{F_2 \cdot N_1}{F_1 \cdot N_2} = \frac{F_2 \cdot \pi \cdot \frac{a_1}{2} \cdot \frac{b_1}{2}}{F_1 \cdot \pi \cdot \frac{a_2}{2} \cdot \frac{b_2}{2}} = \frac{F_2 \cdot a_1 \cdot b_1}{F_1 \cdot a_2 \cdot b_2}.$$

Враховуючи, що $F_2 = 1,05 \cdot F_1$, $a_2 = 0,95 \cdot a_1$, $b_2 = 0,95 \cdot b_1$, отримуємо:

$$\frac{\sigma_2}{\sigma_1} = \frac{1,05 \cdot F_1 \cdot a_1 \cdot b_1}{F_1 \cdot (0,95)^2 \cdot a_1 \cdot b_1} = 1,1634.$$

Це означає, що в такому випадку напруження на найбільш вузькій ділянці ахіллового сухожилка збільшуються на 16,34 % порівняно з нормою. Графік залежності зростання напруження в триголовому м'язі та ахіллового сухожилку від зростання сили при укороченні стопи внаслідок перелому п'яткової кістки зі зміщенням периферичного фрагмента подано на рис. 7.

З графіка спостерігається швидке зростання напружень, що при значному зміщенні периферичного фрагмента допереду та догори можуть стати критичними.

Порівнюючи отримані показники напружень з допустимими для сухожилка напруженнями, можна зробити висновки, чи напруження в умовах перелому п'яткової кістки не будуть перевищувати допустимих.

З отриманих вище результатів можна за формулами визначити допустиму силу, що може діяти на сухожилок, не перевищуючи його допустимі границі міцності:

$$[F] \leq [\sigma] \cdot S,$$

де $[\sigma]$ — допустима границя міцності для сухожилка.

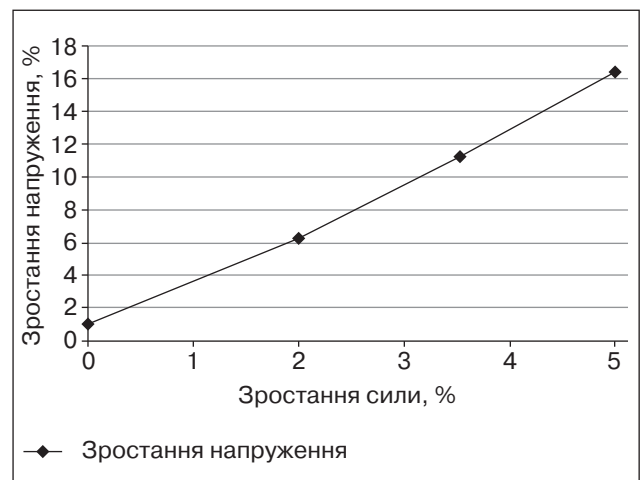


Рисунок 7. Графік залежності зростання напруження в триголовому м'язі та ахіллового сухожилку від зростання сили внаслідок перелому п'яткової кістки

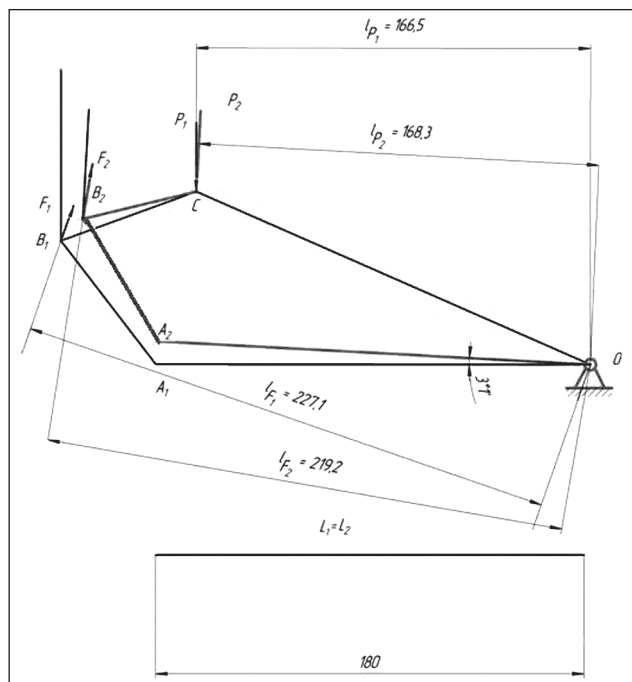


Рисунок 8. Загальна розрахункова схема при ротаційному зміщенні фрагмента п'яткової кістки на 5 %

По-іншому виглядає функція триголового м'яза, коли відбувається не лінійне, а ротаційне зміщення периферичного фрагмента. При цьому за рахунок ротації навколо нижнього кута відламок зміщується догори та допереду, а ділянка п'яткового бугра зміщується лише догори. Отже, вкорочення довжини стопи не відбувається. Тоді по-іншому виглядають розрахунки на моделі стопи. Схема моделі подана на рис. 8.

У цьому випадку $L_1 = L_2 = 180$ мм. Для перелому п'яткової кістки із зміщенням периферичного фрагмента

$$H_2 = \pi \cdot L_2 \cdot \frac{\alpha^\circ + \alpha_1^\circ}{180^\circ},$$

де $\alpha_1^\circ = 3,1^\circ$. Тоді відповідно

$$H_2 = \pi \cdot 180 \text{ мм} \cdot \frac{(23 + 3,1)^\circ}{180^\circ} = 81,95 \text{ мм}.$$

Це означає, що м'язу потрібно буде додатково скоротитися на 9,73 мм, тим самим здійснивши більшу роботу.

$$A_2 = \int_{H_2} F_2 \cdot dh.$$

З цих формул при умові, що $F_2 > F_1$ на 5 %, а $H_2 > H_1$ на 13,5 %, для моделі з переломом п'яткової кістки із зміщенням периферичного відламку на 5 % виконана робота збільшиться на 18,5 %.

Висновки

При переломі п'яткової кістки із зміщенням периферичного фрагмента допереду та догори відбувається як укорочення триголового м'яза гомілки, так і зменшення його важеля сили. Але в початковому положен-

ні, коли п'ятка знаходиться на поверхні опори, м'яз перебуває в розтягнутому стані. Це викликає порушення функції триголового м'яза із зменшенням сили його скорочення.

При переломі п'яткової кістки із ротаційним зміщенням периферичного фрагмента, коли вкорочення довжини стопи не відбувається, енерговитрати триголового м'яза під час ходьби збільшуються на 18,5 %.

Менш наявні порушення роботи триголового м'яза спостерігаються при зменшенні плеча сили, але сталій довжині м'яза або при укороченні м'яза, але збереженому плечі сили. Отримані дані корелюють з даними активності триголового м'яза гомілки за даними електронейроміографічних досліджень при зазначених умовах [2].

Відповідно, при переломі п'яткової кістки із зміщенням периферичного фрагмента допереду та догори швидко зростають напруження на ахілловою сухожилку, навіть при невеликих зміщеннях периферичного фрагмента п'яткової кістки. При значних зміщеннях відламка напруження на ахілловою сухожилку можуть перевищувати границю його міцності.

Подовження, як і вкорочення триголового м'яза внаслідок перелому п'яткової кістки із зміщенням периферичного фрагмента викликає зменшення екскурсії та сили м'яза [7], а також збільшує енерговитрати при його роботі. Тому існує необхідність в обов'язковому відновленні анатомічної цілісності п'яткової кістки після її перелому.

Список літератури

1. Daftary A., Haims A.H., Baumgaertner M.R. *Fractures of the calcaneus: a review with emphasis on CT // Radiographics.* — 2005. — 25. — P. 1215-1226.
2. Giovanni C.D., Greisberg J. *Core Knowledge in Orthopaedics: Foot and Ankle.* — Mosby, 2007. — 416 p.
3. Marsh J.L. *CT Analysis and Classification of Intra-Articular Calcaneous Fractures / J.L. Marsh, J.V. Nepola // Iowa Orthop. J.* — 1988. — 8. — P. 78-84.
4. Nourbakhsh M.R. *Relationship between muscle length and moment arm on EMG activity of human triceps surae muscle / Nourbakhsh M.R., Kukulka C.G. // J. Electromiogr. Kinesiol.* — 2004 Apr. — 14(2). — 263-73.
5. Pozo J.L. *The long-term results of conservative management of severely displaced fractures of the calcaneus / Pozo J.L., Kirwan E.O., Jackson A.M. // J. Bone Joint Surg. Br.* — 1984. — May, 66(3). — P. 386-390.
6. Schepers T. *Displaced Intra-articular Fractures of the Calcaneus with an emphasis on minimally invasive surgery.* — Thesis, Erasmus Universiteit Rotterdam, The Netherlands, 2009.
7. Takahashi M. *Muscle Excursion Does Not Correlate with Increased Serial Sarcomere Number after Muscle Adaptation to Stretched Tendon Transfer / Takahashi M., Ward S.R., Fridén J., Lieber R.L. // Journal of Orthopaedic Research: Official publication of the Orthopaedic Research Society.* — 2012. — 30(11). — 1774-1780.

Отримано 20.07.15 ■

Лазарев И.А., Радомский А.А., Рябоконт П.В., Скибан М.В.
ГУ «Институт травматологии и ортопедии НАМН Украины»,
г. Киев

Национальная медицинская академия последипломного
образования им. П.Л. Шупика, г. Киев

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ УСЛОВИЯ НАРУШЕНИЯ ФУНКЦИИ ТРЕХГЛAVОЙ МЫШЦЫ ПРИ ПЕРЕЛОМЕ ПЯТОЧНОЙ КОСТИ

Резюме. На математической модели исследованы биомеханические условия функционирования трехглавой мышцы голени при переломах пяточной кости со смещением периферического фрагмента. Происходит укорочение трехглавой мышцы голени и нарушение ее функции, что связано с одновременным уменьшением ее длины и плеча силы. Менее выраженные нарушения работы трехглавой мышцы наблюдаются при уменьшении плеча силы и постоянной длине мышцы или при укорочении мышцы с сохранением плеча силы. Удлинение, как и укорочение трехглавой мышцы вследствие перелома пяточной кости со смещением периферического фрагмента вызывает уменьшение экскурсии и силы мышцы, а также увеличивает энергозатраты при ее работе. Даже небольшие смещения периферического фрагмента кпереди и вверх приводят к быстрому росту напряжений на ахилловом сухожилии. При значительных смещениях отломка напряжения на ахилловом сухожилии могут превышать предел его прочности. Необходимо обязательное восстановление анатомической целостности и пространственной геометрии пяточной кости при ее переломе со смещением фрагментов.

Ключевые слова: перелом пяточной кости, трехглавая мышца голени, биомеханические нарушения.

Lazarev I.A., Radomskiy O.A., Riabokon P.V., Skyban M.V.
State Institution «Institute of Traumatology and Orthopedics of
National Academy of Medical Sciences of Ukraine», Kyiv
National Medical Academy of Postgraduate Education
named after P.L. Shupyk, Kyiv, Ukraine

BIOMECHANICAL CONDITIONS OF TRICEPS FUNCTIONING IN CALCANEAL FRACTURE

Summary. Mathematical model was created to investigate the biomechanical conditions of musculus triceps surae functioning in calcaneal fractures with displacement of peripheral fragment. There occurs the shortening of musculus triceps surae and its dysfunction, associated with simultaneous shortening of its length and moment arm. Less triceps dysfunctions are observed with decreased moment arm and constant length of the muscle, or shortening of the muscle length, but preserved moment arm. Lengthening, as well as shortening, of triceps due to calcaneal fracture with displacement of peripheral fragment causes a decrease in muscle excursion and strength, as well as increase in energy expenditure during its operation. Even small displacements of peripheral fragment forward and upward lead to a rapid stress increase in the Achilles tendon. With significant displacements of fragment, the stress in the Achilles tendon may exceed the limit of its strength. There is a need for mandatory restoration of anatomic integrity and spatial geometry of the calcaneus due to its fracture with displacement of fragments.

Key words: calcaneal fracture, musculus triceps surae, biomechanical disorders.