

УДК 616.718.72-001.5:616.748.54-008

ЛАЗАРЕВ И.А., РЯБОКОНЬ П.В., HALLER M., DENDORFER S.

ГУ «Институт травматологии и ортопедии НАМН Украины», г. Киев

Ostbayerische Technische Hochschule Regensburg, Germany

ВЛИЯНИЕ СМЕЩЕНИЯ ПЕРИФЕРИЧЕСКОГО ФРАГМЕНТА ПЯТОЧНОЙ КОСТИ ПРИ ЕЕ ПЕРЕЛОМЕ НА ФУНКЦИЮ ТРЕХГЛAVОЙ МЫШЦЫ ГОЛЕНИ

Резюме. В структуре повреждений опорно-двигательного аппарата перелома пяточной кости составляют до 4 % всех переломов скелета и до 60 % переломов заднего отдела стопы. Изучено влияние смещения периферического отломка пяточной кости на силы реакции мышц голени в момент принятия упрощенного положения приседа на корточки методом моделирования в программной среде AnyBody Modeling System 6.0. *M.gastrocnemius (lateralis et medialis)* в начальной фазе движения во всех вариантах смещения периферического фрагмента не развивала достаточных мышечных усилий по сравнению с интактной пяточной костью. *M.soleus medialis et lateralis* демонстрировала значительное повышение показателей мышечной активности в начальной фазе движения ($41,87 \pm 1,90$ Н и $52,07 \pm 2,10$ Н) до достижения своих максимальных значений по сравнению с аналогичными показателями интактной пяточной кости. В конечной фазе движения, в момент достижения мышцей своей максимальной длины показатели мышечных сил *m.soleus* возвращались к исходным величинам или были значительно ниже этих значений. Снижение показателей мышечных сил происходило в связи с уменьшением плеча силы или мышечной экскурсии при сближении точек прикрепления мышцы. При смещении периферического фрагмента, за счет опускания пятки на поверхность опоры в условиях анатомического удлинения мышцы, ей требуется дополнительное усилие для достижения длины покоя и своего силового максимума. Во всех вариантах смещения периферического фрагмента нарушается функция трехглавой мышцы голени с вовлечением дополнительных мышечных усилий и энергозатрат. Данный факт должен нацелить хирурга на необходимость точной репозиции отломков при переломе пяточной кости со смещением периферического фрагмента.

Ключевые слова: переломы пяточной кости, AnyBody Modeling System, мышечные силы, *m.gastrocnemius*, *m.soleus*.

Введение

В структуре повреждений опорно-двигательного аппарата перелома пяточной кости составляют до 4 % всех переломов скелета и до 60 % переломов заднего отдела стопы [3]. Наиболее неблагоприятными являются внутрисуставные переломы (80 % переломов пяточной кости) [4]. Основной причиной переломов пяточной кости является падение с высоты на ноги. В 15 % случаев отмечаются двусторонние переломы. Перелом пяточной кости со смещением отломков является тяжелой травмой, а недостаточная репозиция и фиксация отломков приводят к полной или частичной утрате статико-динамической функции стопы. Основной функциональной единицей голени является трехглавая мышца голени, которая в результате перелома пяточной кости со смещением периферического фрагмента претерпевает изменения своей длины и плеча силы. Такие нарушения

приводят к изменению поведения мышцы в условиях функциональной нагрузки. В фазе заднего толчка акта ходьбы трехглавая мышца голени, передавая усилие по поднятию массы тела через смещенный периферический фрагмент пяточной кости, работает в измененных условиях.

Цель исследования — изучение влияния смещения периферического отломка пяточной кости на функцию трехглавой мышцы голени.

Материалы и методы

Исследование проведено методом моделирования в программной среде AnyBody Modeling System 6.0 (AnyBody Technology, Danemark) с использова-

© Лазарев И.А., Рябокони П.В., Haller M., Dendorfer S., 2015

© «Травма», 2015

© Заславский А.Ю., 2015

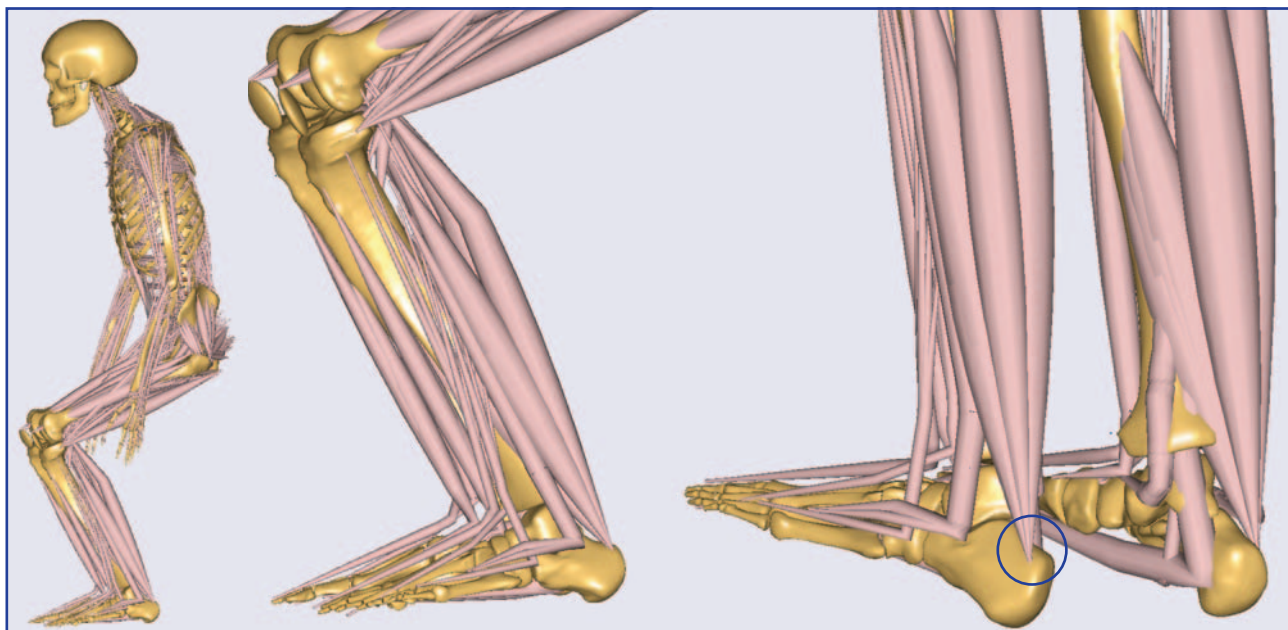


Рисунок 1. StandingModel из пакета AnyBody Repository AMMR

нием стандартной модели костно-мышечной системы StandingModel из пакета AnyBody Repository AMMR Version 1.6.2. Механические свойства тканей изменены в соответствии с экспериментальными целями. В контексте данной работы исследовались силы реакции задней группы мышц голени в момент принятия упрощенного положения приседа на корточки (рис. 1). Межсегментарные углы представлены в табл. 1.

Анализ проводился в разных условиях нахождения точки фиксации ахиллова сухожилия к пяточной

Таблица 1. Межсегментарные углы модели нижних конечностей (MannequinFile)

```
//Leg
AnyVar HipFlexion = 60.0;
AnyVar HipAbduction = 0.0;
AnyVar HipExternalRotation = 0.0;

AnyVar KneeFlexion = 89.0;

AnyVar AnklePlantarFlexion = 0.0;
AnyVar SubTalarEversion = 0.0;
```

ной кости путем изменения параметра координаты TendonCalcaneousNode в модели (табл. 2).

Положение координаты места крепления ахиллова сухожилия к пяточной кости при отсутствии ее перелома установлено по умолчанию, а также использовано 5 дополнительных вариантов положения, определяющих направление смещения периферического фрагмента перелома пяточной кости:

Вариант 1: TendonCalcaneousNode = {0.0290, -0.8098, -0.0189} → 10 mm вверх;

Вариант 2: TendonCalcaneousNode = {0.0290, -0.7998, -0.0189} → 20 mm вверх;

Вариант 3: TendonCalcaneousNode = {0.0390, -0.8198, -0.0189} → 10 mm кпереди;

Вариант 4: TendonCalcaneousNode = {0.0190, -0.8198, -0.0189} → 10 mm кзади;

Вариант 5: TendonCalcaneousNode = {0.0390, -0.7998, -0.0189} → 20 mm вверх + 10 mm кпереди (рис. 2).

Анализ результатов проводился путем расчета мышечных сил в момент принятия упрощенного положения приседа для каждого положения смещения

Таблица 2. Параметры координат места крепления ахиллова сухожилия к пяточной кости

```
//Insertion points on Hindfoot:
AnyVec3 TendonCalcaneousNode = ({0.0290, -0.8198, -0.0189}-{0.02, 0.015, -0.015})*.TF';

AnyVec3 GastrocnemiusLateralis1Node = TendonCalcaneousNode; //({0.0290, -0.8198, -0.0189}-{0.02, 0.015, -0.01})*.TF';
AnyVec3 GastrocnemiusLateralis1Node = TendonCalcaneousNode; //({0.0301, -0.8221, -0.0274}-{0.02, 0.015, -0.01})*.TF';

AnyVec3 Plantaris1Node = TendonCalcaneousNode; //({0.0451, -0.8141, -0.0233}-{0.02, 0.015, -0.01})*.TF';

AnyVec3 SoleusMedialis1Node = TendonCalcaneousNode; //({0.0418, -0.8171, -0.0271}-{0.02, 0.015, -0.01})*.TF';
AnyVec3 SoleusMedialis2Node = TendonCalcaneousNode; //({0.0418, -0.8171, -0.0271}-{0.02, 0.015, -0.01})*.TF';
AnyVec3 SoleusMedialis3Node = TendonCalcaneousNode; //({0.0418, -0.8171, -0.0271}-{0.02, 0.015, -0.01})*.TF';
AnyVec3 SoleusLateralis1Node = TendonCalcaneousNode; //({0.0290, -0.8198, -0.0189}-{0.02, 0.015, -0.01})*.TF';
AnyVec3 SoleusLateralis2Node = TendonCalcaneousNode; //({0.0290, -0.8198, -0.0189}-{0.02, 0.015, -0.01})*.TF';
AnyVec3 SoleusLateralis3Node = TendonCalcaneousNode; //({0.0290, -0.8198, -0.0189}-{0.02, 0.015, -0.01})*.TF';
```

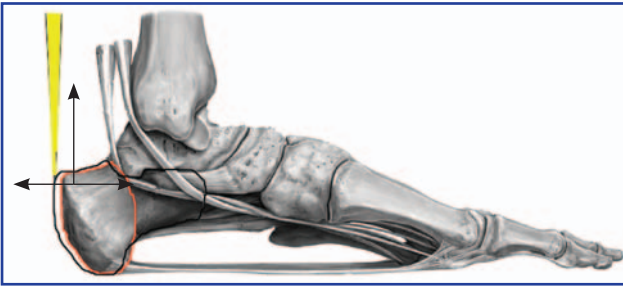


Рисунок 2. Направление смещения периферического фрагмента перелома пяточной кости

фрагмента перелома пяточной кости по следующим элементам модели: GastrocnemiusLateralis1, GastrocnemiusMedialis2, Plantaris1, SoleusMedialis1, SoleusMedialis2, SoleusMedialis3, SoleusLateralis1, SoleusLateralis2, SoleusLateralis3.

Результаты и их обсуждение

По результатам расчетов, смещения периферического фрагмента пяточной кости в диапазоне 0–10 мм

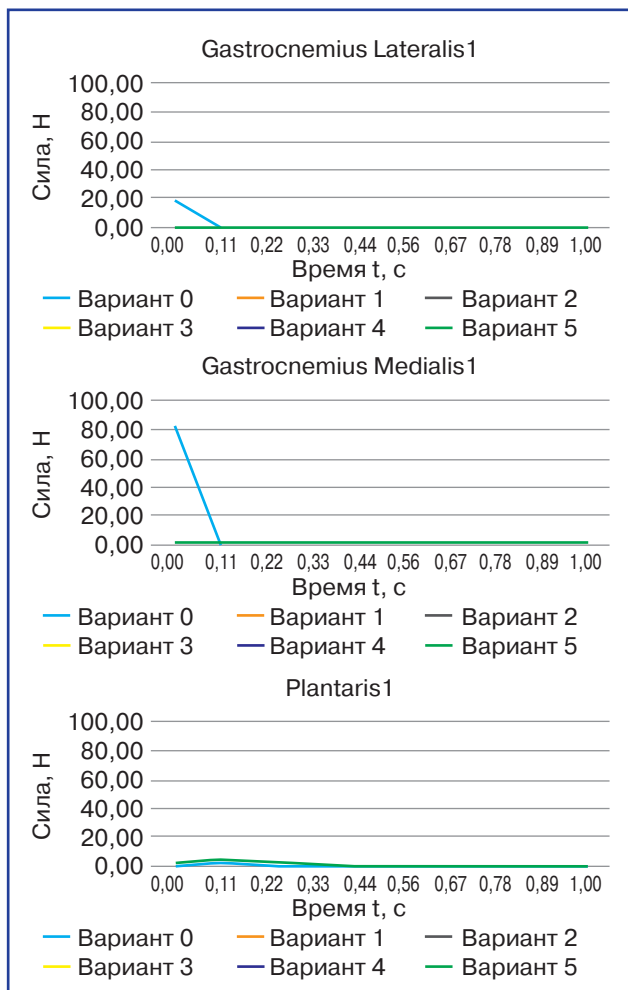


Рисунок 3. Графики мышечной активности *m.gastrocnemius lateralis*, *m.gastrocnemius medialis* и *m.plantaris*

не поддаются дальнейшему анализу в связи с низкой разрешающей способностью модели.

С учетом низкой активности *m.plantaris* как в интактных условиях, так и в условиях перелома пяточной кости со смещением периферического фрагмента дальнейший анализ ее мышечных сил не проводился (рис. 3).

Группа *m.gastrocnemius (lateralis et medialis)* в начальной фазе движения во всех вариантах смещения периферического фрагмента не развивала достаточных мышечных усилий по сравнению с интактной пяточной костью (рис. 3).

Графики мышечной активности каждой из трех составляющих *m.soleus medialis et lateralis* демонстрируют значительное повышение их показателей в начальной фазе движения, достигающих значений $41,87 \pm 1,90$ Н и $52,07 \pm 2,10$ Н соответственно. Наблюдается больший прирост значений мышечных сил *m.soleus lateralis* до достижения своих максимальных значений, чем это наблюдается при интактной пяточной кости. В конечной фазе движения, в момент достижения мышцей своей максимальной длины (положение полного приседа модели AnyBody) все составляющие *m.soleus* демонстрировали возврат показателей мышечных сил, приближающихся к исходным величинам или даже значительно ниже этих значений (рис. 4, 5). Такое снижение показателей мышечных сил может свидетельствовать об уменьшении мышечной экскурсии в связи с уменьшением плеча силы или сближения точек прикрепления мышцы в условиях перелома пяточной кости со смещением периферического фрагмента вперед и вверх. Можно предположить, что в условиях анатомического удлинения мышцы за счет опускания пятки на поверхность опоры, при таком смещении периферического фрагмента мышце требуется дополнительное усилие для достижения длины покоя, а соответственно, и своего силового максимума. Данный факт согласуется с выводами М. Бликса, который в своих работах [1, 2] показал, что при растяжении активной поперечнополосатой мышцы под воздействием внешней нагрузки ее сила вначале возрастает, а затем уменьшается.

Графики показывают, что во всех вариантах смещения периферического фрагмента нарушается функция трехглавой мышцы голени с вовлечением дополнительных мышечных усилий для принятия положения полного приседа модели AnyBody. Данный факт должен нацелить хирурга на необходимость точной репозиции отломков при переломе пяточной кости со смещением периферического фрагмента.

Выводы

Во всех вариантах смещения периферического фрагмента пяточной кости при ее переломе нарушается функция трехглавой мышцы голени с вовлечением дополнительных мышечных усилий для принятия положения полного приседа. Смещение периферического фрагмента сопровождается допол-

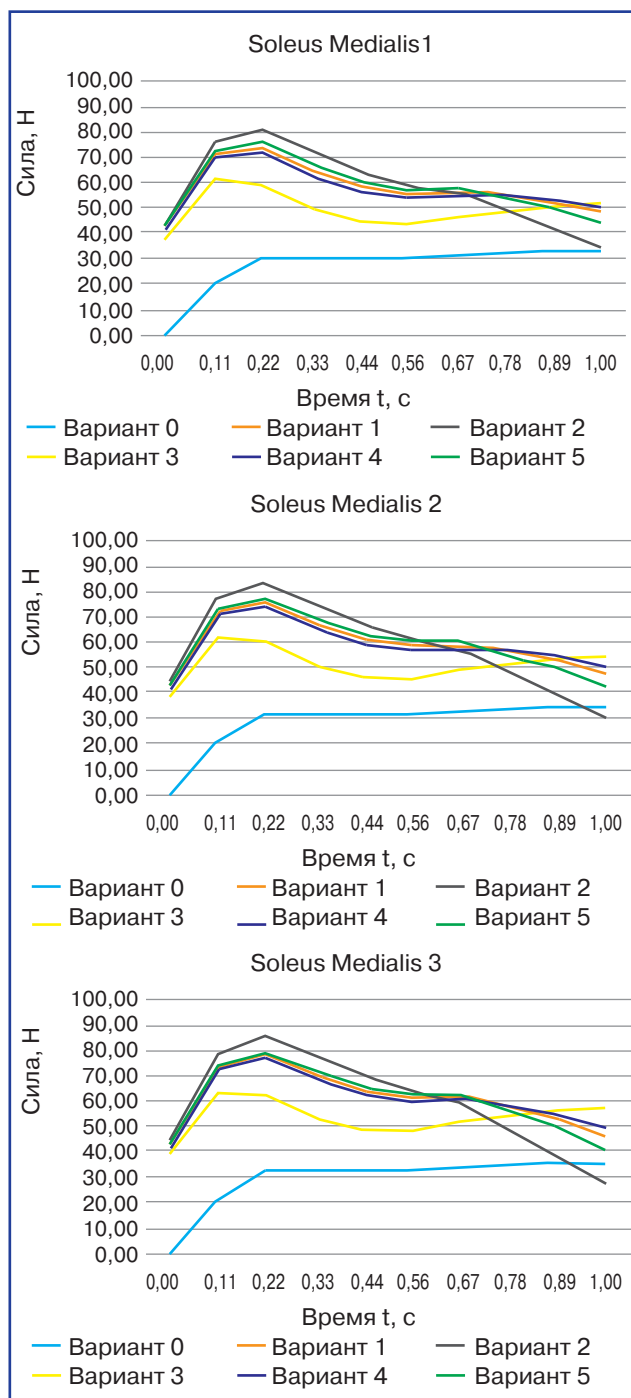


Рисунок 4. Графики мышечной активности m. soleus medialis

нительными усилиями *m. soleus medialis et lateralis* и, следовательно, дополнительными энергозатратами в начальной фазе движения. В конечной фазе движения, в момент достижения мышцей своей максимальной длины под воздействием внешней нагрузки ее сила вначале возрастает, а затем уменьшается.

Список литературы

1. Blix M. Die Lange und die Spannung des Muskels // *Skand. Arch. Physiol.* — 1895. — 5. — P. 150-206.

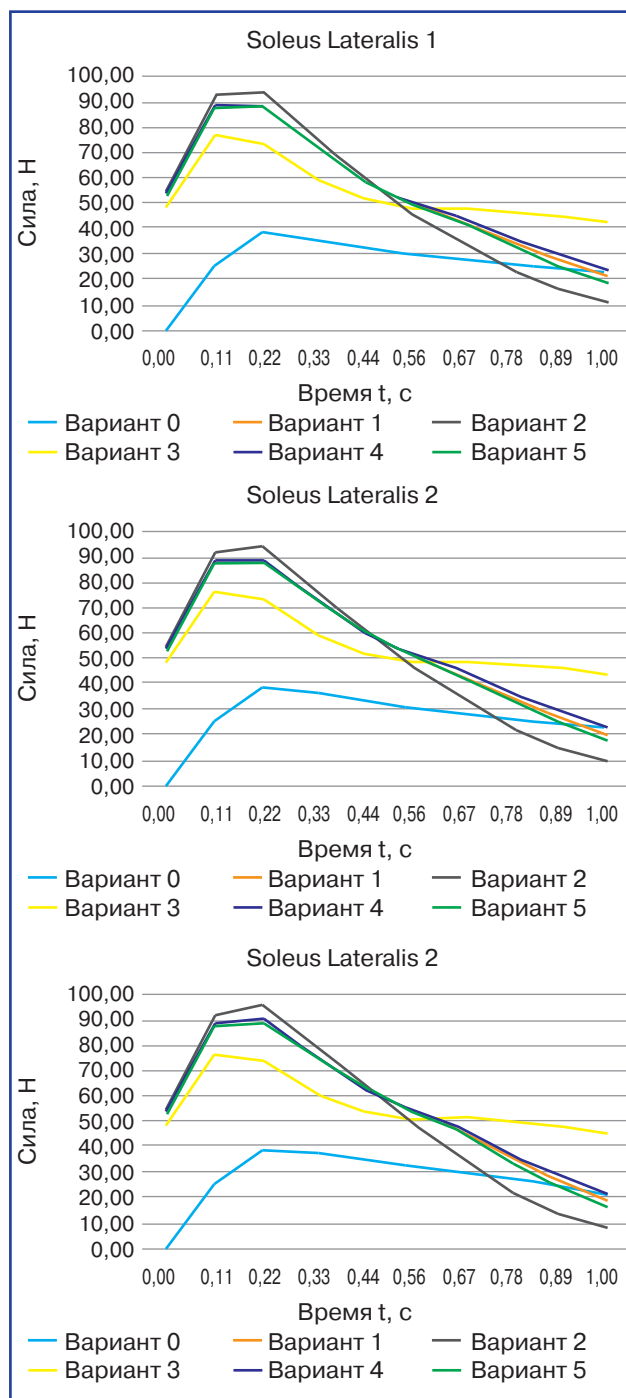


Рисунок 5. Графики мышечной активности m. soleus lateralis

2. Blix M. Zur Frage: Wann der Energieumsatz bei der Muskel-contraction auch von der Spannung abhängt // *Skand. Arch. Physiol.* — 1895. — 6. — P. 245-251.
3. Giovanni C.D., Greisberg J. Core Knowledge in Orthopaedics: Foot and Ankle // Mosby. — 2007. — 416 p.
4. Schepers T. Displaced Intra-articular Fractures of the Calcaneus with an emphasis on minimally invasive surgery // Thesis. — Netherlands: Erasmus Universiteit Rotterdam, 2009.

Получено 09.01.15 ■

Лазарев І.А., Рябоконт П.В., Haller M., Dendorfer S.
 ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України»,
 м. Київ
 Ostbayerische Technische Hochschule Regensburg,
 Germany

ВПЛИВ ЗМІЩЕННЯ ПЕРИФЕРИЧНОГО ФРАГМЕНТУ П'ЯТКОВОЇ КІСТКИ ПРИ ЇЇ ПЕРЕЛОМІ НА ФУНКЦІЮ ТРИГОЛОВОГО М'ЯЗА ГОМІЛКИ

Резюме. У структурі ушкоджень опорно-рухового апарату переломи п'яtkової кістки становлять до 4 % усіх переломів скелета і до 60 % переломів заднього відділу стопи. Вивчено вплив зміщення периферичного відламка п'яtkової кістки на реакції м'язів гомілки в момент прийняття спрощеного положення присідання методом моделювання в програмному середовищі AnyBody Modeling System 6.0. *M.gastrocnemius (lateralis et medialis)* у початковій фазі руху при всіх варіантах зміщення периферичного відламка не розвинула достатніх м'язових зусиль у порівнянні з інтактною п'яtkовою кісткою. *M.soleus medialis et lateralis* демонструвала значне підвищення показників м'язової активності в початковій фазі руху ($41,87 \pm 1,90$ Н та $52,07 \pm 2,10$ Н) до досягнення своїх максимальних значень у порівнянні з аналогічними показниками інтактною п'яtkової кістки. У кінцевій фазі руху, в момент досягнення м'язом своєї максимальної довжини показники м'язових сил *m.soleus* поверталися до вихідних величин чи були значно нижче цих значень. Зниження показників м'язових сил відбувалося у зв'язку зі зменшенням плеча сили чи м'язової екскурсії при зближенні точок прикріплення м'яза. При зміщенні периферичного фрагмента, за рахунок опущення п'яти на поверхню опори при умовах анатомічного подовження м'яза, йому необхідно додаткове зусилля для досягнення довжини спокою та свого силового максимуму. При всіх варіантах зміщення периферичного фрагмента порушується функція триголового м'яза гомілки із залученням додаткових м'язових зусиль та енерговитрат. Даний факт повинен спонукати хірурга до точної репозиції відламків при переломі п'яtkової кістки зі зміщенням периферичного фрагмента.

Ключові слова: перелом п'яtkової кістки, AnyBody Modeling System, м'язові сили, *m.gastrocnemius*, *m.soleus*.

Lazarev I.A., Riabokon P.V., Haller M., Dendorfer S.
 State Institution «Institute of Traumatology and Orthopedics of
 National Academy of Medical Sciences of Ukraine», Kyiv, Ukraine
 Ostbayerische Technische Hochschule Regensburg,
 Germany

EFFECT OF THE DISPLACEMENT OF CALCANEAL BONE PERIPHERAL FRAGMENT IN ITS FRACTURE ON THE FUNCTION OF THE THREE-HEADED CALF MUSCLE

Summary. In the structure of musculoskeletal injuries, calcaneal fractures account for up to 4 % of all skeletal fractures and up to 60 % of hindfoot fractures. The effect of the displacement of the peripheral fragment of the calcaneus on the calf muscles's reaction forces at the time of the adoption of the simplified squatting position was investigated by modeling in AnyBody Modeling System 6.0 software. *M.gastrocnemius (lateralis et medialis)* in the initial phase of motion in all variants of the peripheral fragment displacement did not develop sufficient muscular effort in comparison to the intact calcaneus. *M.soleus medialis et lateralis* showed significant increase in muscle activity rates in the initial phase of motion (41.87 ± 1.90 H and 52.07 ± 2.10 H) before reaching its maximum values, as compared with those of the intact calcaneus. In the final phase of the movement, upon muscle reaches its maximum length, muscular strength indicators of the *m.soleus* returned to their original values or were significantly below them. The decline in muscle strength was due to shortening of the moment arm or muscle excursion in case of convergence of muscle attachment points. When the peripheral fragment is displaced, due to putting down the heel to the surface of the support in terms of anatomical muscle lengthening, it takes extra effort to achieve rest length and its maximum power. In all types of the displacement of the peripheral fragment, the function of three-headed calf muscle is disturbed with involvement of additional muscular effort and energy expenditure. This fact should motivate the surgeon on the need for accurate repositioning of bone fragments in calcaneal fractures with the displacement of the peripheral fragment.

Key words: calcaneal fracture, AnyBody Modeling System, muscular strength, *m.gastrocnemius*, *m.soleus*.