

ВПЛИВ КІНЕЗІОТЕЙПУВАННЯ НА СИЛУ НАТЯЖІННЯ ПІДОШОВНОГО АПОНЕВРОЗУ В НОРМІ ТА У ПАЦІЄНТІВ ІЗ ПЛОСКОЮ СТОПОЮ, ЩО СТРАЖДАЮТЬ НА ПЛАНТАРНИЙ ФАСЦІЇТ

Досліджена сила натягнення плантарного апоневрозу (ПА) в нормі (9 здорових добровольців) та у гнучкій плоскій стопі при наявності двобічного плантарного фасциїту (10 пацієнтів, 20 стоп). Була застосована формула Nicks J.H., довжину стопи та заднього відділу вимірювали при спокійному стоянні та при виконанні тесту пасивного розгинання 1-го пальця. Силу на тяжіння ПА визначали у відсотках від ваги тіла, різницю між середніми обраховували за допомогою парного t-тесту. Встановлено, що в нормі сила натягнення ПА при спокійному стоянні становить $74 \pm 2,9$ % від ваги тіла та зменшується до $69,9 \pm 2,8$ % при виконанні тесту пасивного розгинання 1-го пальця. У пацієнтів із гнучкою плоскою стопою, які страждали на підошовний фасциїт, сила натягнення ПА при спокійному стоянні становила $86,1 \pm 4,9$ %, під час виконання тесту пасивного розгинання 1-го пальця зменшувалась до $83,8 \pm 5,3$ % від ваги тіла.

Застосування кінезіотейпування спричинило зменшення сили натягнення ПА в нормі ($70,6 \pm 2,9$ % та $68,6 \pm 3$ % при спокійному стоянні та виконанні тесту пасивного розгинання 1-го пальця відповідно) та у пацієнтів із плантарним фасциїтом ($83,5 \pm 5$ % та $81,7 \pm 5$ % при спокійному стоянні та виконанні тесту пасивного розгинання 1-го пальця відповідно). Різниця між середніми виявилась достовірною ($p < 0,05$). Сила натягнення ПА достовірно зменшується при застосуванні кінезіотейпування, однак у пацієнтів із плоскою стопою не досягає норми.

Ключові слова: підошовний фасциїт, стопа, кінезіотейпування, підошовний апоневроз.

ВСТУП

Плантарний фасциїт (ПФ) є актуальною проблемою сучасного суспільства, котра крім медичного, має і суттєве соціальне значення. Протягом 1995 – 2000 рр. у США щороку зверталось з цією проблемою близько 1 млн пацієнтів, а витрати на лікування склали 192 – 396 млн \$ [8, 10]. Передбачають, що щорічний приріст даної категорії пацієнтів становитиме біля 1 млн осіб у рік, із урахуванням можливих непрямих витрат загальна сума витрат перевищуватиме розрахункові [11].

Патогенез ПФ пов'язують із ожирінням, тривалим перебуванням на ногах, зменшенням амортизаційної здатності плантарного жиру, розривом плантарної фасції, тунельною нейропатією медіальної п'яткової гілки n.tibialis тощо [12]. Серед усіх можливих чинників найбільше зацікавлення з теоретичних позицій викликає циклічність акту ходьби та механізм самозамикання ланцюга суглобів стопи, в основі якого лежить лебідкова функція плантарного апоневрозу (ПА). Цей біомеханічний феномен був описаний Nicks J.H. в 1951 р. [4]. ПА проксимально прикріплюється до п'яткової кістки, а дистально влітається в плантарні структури першого – п'ятого ПФС. Розгинання проксимальних фаланг викликає відносно вкорочення ПА, що викликає згинання в суглобах заплесна, інверсію стопи, зовнішню ротацію гомілки. Найбільш сильно цей ефект проявляється при розгинанні у першому ПФС. Такий поєднаний рух посилює жорсткість стопи. Біомеханічний зміст цього феномену полягає в тому, що ступінь ригідності стопи міняється під час різних фаз кроку без участі м'язів. Nicks J.H. також запропонував формулу для розрахунку сили натягнення ПА, використавши для цього співвідношення проєкційних довжин заднього відділу стопи та ПА (від місця прикріплення до центру обертання 1-го ПФС). В певному розумінні тест пасивного розгинання 1-го пальця відтворює передній та задній поштовхи одноопорного навантаження стопи, що дозволяє екстраполювати його для вивчення нормальної та патологічної ходьби.

Раніше Лябах А.П., ґрунтуючись на формулі Nicks J.H. [2] показав, що в нормі розгинання 1-го пальця супроводжується зменшенням проєкційної довжини стопи та її заднього відділу, що спричиняє зменшення сили натягнення ПА. Було зроблене припущення, що у плоскій стопі через неповноцінне функціонування лебідкового механізму може виникати перевантаження ПА, а саме, збільшення сили натягнення. Таке перевантаження, якщо воно має місце, може виступати безпосереднім чинником ПФ.

Позитивний лікувальний ефект устілок та кінезіотейпування є серйозним підтвердженням біомеханічного генезу ПФ, проте особливості функціонування стопи при застосуванні кінезіотейпування недостатньо відомі. Зокрема, є припущення, що накладення тейпу зменшує вираженість плоскої стопи і, відповідно, зменшує силу натягіння ПА.

Мета роботи: дослідити силу натягіння ПА в нормі та у пацієнтів із плоскою стопою, що страждають на ПФ; дослідити вплив кінезіотейпування на натягіння ПА.

МАТЕРІАЛ ТА МЕТОДИ

Для дослідження були залучені 10 пацієнтів (20 стоп) із гнучкою плоскою стопою, що страждали на ПФ і проходили лікування у клініці ДУ "ІТО НАМН України". Група контролю була сформована з 9 здорових добровольців (18 стоп). Критерії включення до групи контролю: відсутність в анамнезі травм та захворювань стопи, нормальне анатомічне положення ЗВС при спокійному стоянні, обсяг розгинання стопи не менше 10^0 . Використання даних з історій хвороби проведено згідно вимог локального комітету з біоетики.

Виконання тесту пасивного розгинання 1-го пальця та реалізація лебідкового механізму відтворювали певні зміни у стопі, подібні до таких при передньому та задньому поштовхах одноопорного навантаження, а спокійне стояння – при міжпоштовховому періоді. Як контрольні точки для вимірювань використали анатомічні орієнтири, які намічали на шкірі фломастером: виступаюча частина човноподібної кістки, опорні точки головки 1-ї плеснової та п'яткової кісток. Опорні точки стопи визначали так. Горизонтальною лінією була межа плантарної та дорсальної шкіри, товщина жирової подушки при навантаженні становила 1,5 – 2 см на п'яті та 1 см під головкою 1-ї плеснової. Це співпадало з даними інших авторів [7, 9]. Перетин вертикальної лінії, проведеної по передньому краю ахілового сухожилка та горизонталі визначав точку опори п'яткової кістки (місце прикріплення ПА); а вертикалі, проведеної від найвищої точки головки 1-ї плеснової – її точку опори (умовне місце прикріплення ПА дистально).

За допомогою лінійки з міліметровими поділками вимірювали довжину стопи L між опорними точками; довжину заднього відділу l_1 між задньою опорною точкою та перпендикуляром, опущеним на горизонталь від точки човноподібної кістки (рис. 1).

Ці виміри робили тричі та вираховували

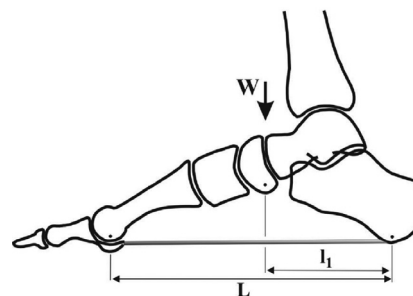
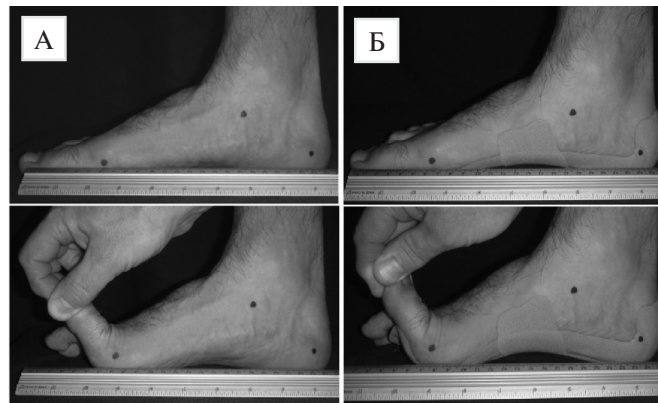


Рис. 1. Розмітка контрольних точок та вимірювання досліджуваних параметрів при дослідженні лебідкового механізму дії ПА: А – без накладення тейпу, Б – з накладеним тейпом; відповідність контрольних точок кістковим орієнтирам.

середню величину при спокійному стоянні та при виконанні тесту пасивного розгинання 1-го пальця. Виконання тесту відтворювало передній та задній поштовхи, спокійне стояння – міжпоштовховий період.

Другий етап передбачав повторення дослідження після накладення тейпу.

Силу натягіння ПА вираховували за формулою Nicks J.H.:

$$t = W \cdot \frac{l}{L} \cdot 2 \quad (1),$$

де t – сила натягу апоневрозу,

W – вага тіла

Вираховували відношення l/L в обидва етапи дослідження, розраховували t та представляли його у відсотках від ваги тіла. Різницю між середніми порівнювали за допомогою парного t -тесту при рівні значимості 0,05. Аналіз результатів дослідження проводили для кожної з клінічних груп.

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

В нормі виконання тесту пасивного розгинання 1-го пальця викликало зменшення довжини стопи та заднього відділу із відповідними змінами відношення l/L та, відповідно, змінами сили натягіння ПА. Результати розрахунків приведені у таблиці 1.

Як видно з таблиці, сила натяжіння ПА достовірно зменшувалась при виконанні тесту пасивного розгинання 1-го пальця ($p < 0,001$) як без, так і з накладеним тейпом. Також достовірно зменшувалась сила натяжіння ПА при спокійному стоянні після накладення тейпу ($p < 0,001$).

Аналогічні розрахунки для пацієнтів із ПФ та гнучкою плоскою стопою приведені в таблиці 2.

Як видно з таблиці, сила натяжіння ПА у пацієнтів з ПФ та гнучкою плоскою стопою також зменшувалась при пасивному розгинанні 1-го пальця та тейпуванні, однак величина сили натяжіння ПА була більшою від норми за всіх біомеханічних умов (рис. 3.1).

Було виявлено, що і у нормі, і у пацієнтів із гнучкою плоскою стопою за наявності ПФ залежність між коефіцієнтом I/L та вагою тіла у відсотках має пряму лінійну залежність (рис. 3).

Це підтверджує математичну правильність формули Nicks J.H. (1) та дозволяє використати її для розрахунку сили натяжіння ПА.

Результати нашого дослідження показали, що будова стопи в цілому та розташування заднього і переднього відділів при навантаженні, визначають ряд важливих функціональних ефектів.

Як відомо, збільшення ригідності стопи при розгинанні 1-го пальця пов'язане із своєрідним "самозамиканням" суглобів заднього відділу, механізм якого описали Mann R. та Inman V.P. [6]. Якщо п'яткова кістка знаходиться в нейтральному положенні або в еверсії, осі талонавікулярного та кальканеокубоподібного суглобів паралельні і тоді суглоб Шопара стає рухливим. В протилежність цьому, при інвертованій п'ятковій кістці, осі цих двох суглобів не паралельні, і рухи у суглобі Шопара стають практично неможливими. Наведена взаємодія кісток пояснює зміну ригідності стопи під час різних фаз опори стопи при ходінні.

Натяжіння ПА в нормі за різних біомеханічних умов (у відсотках до ваги тіла)

Фази навантаження	Без тейпування	З тейпуванням	Значення p^*
Спокійне стояння	$74 \pm 2,9$ (56 – 98)	$70,6 \pm 2,9$ (56 – 98)	$< 0,001$
Jack-тест	$69,9 \pm 2,8$ (48 – 92)	$68,6 \pm 3$ (46 – 96)	0,12
Значення p^*	$< 0,001$	0,008	

Примітка: * – парний t -тест

Таблиця 2

Натяжіння ПА у пацієнтів з ПФ та гнучкою плоскою стопою за різних біомеханічних умов (у відсотках до ваги тіла)

Фази навантаження	Без тейпування	З тейпуванням	Значення p^*
Спокійне стояння	$86,1 \pm 4,9$ (68 – 144)	$83,5 \pm 5$ (66 – 144)	$< 0,001$
Jack-тест	$83,8 \pm 5,3$ (64 – 146)	$81,7 \pm 5$ (64 – 146)	0,006
Значення p^*	$< 0,001$	$< 0,001$	

Примітка: * – парний t -тест

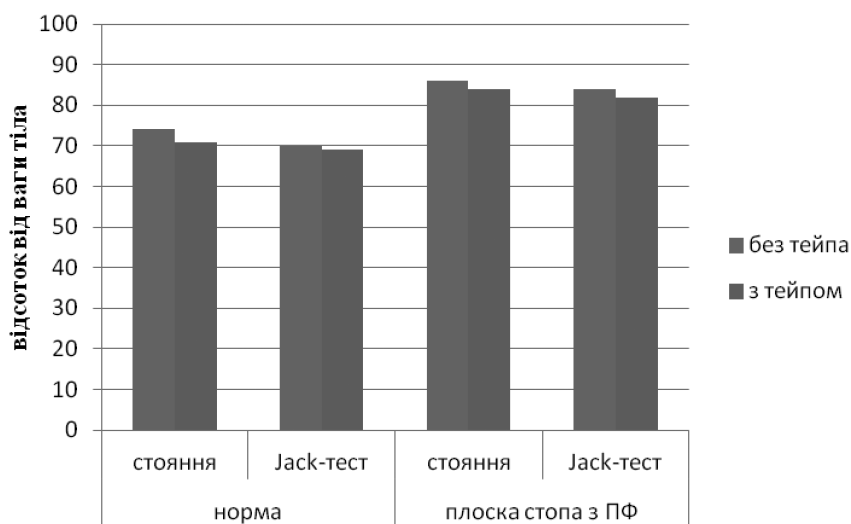


Рис. 2. Порівняльна гістограма розподілу сили натяжіння ПА у відсотках до ваги тіла в нормі, у пацієнтів із ПФ та гнучкою плоскою стопою.

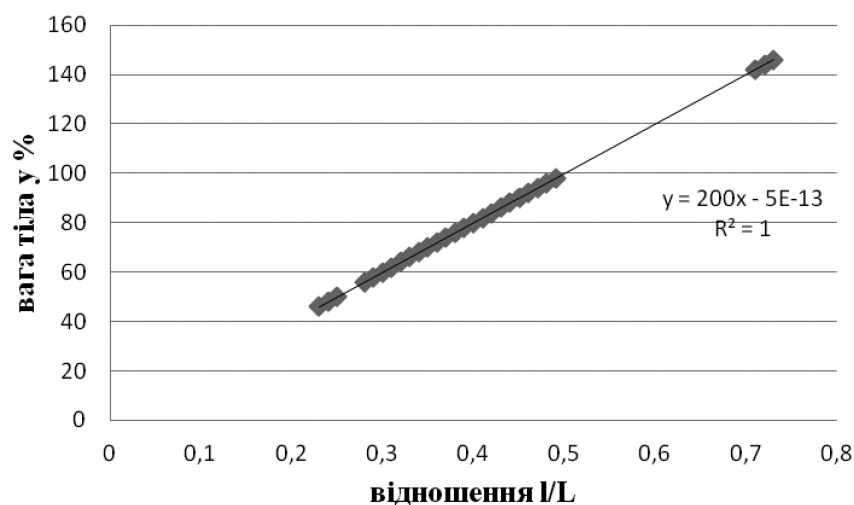


Рис. 3. Графік залежності ваги тіла у відсотках та коефіцієнту I/L, у – сила натяжіння ПА.

Цей механізм забезпечує механічну доцільність акту ходьби – під час відштовхування інверсія у підтаранному суглобі “замикає” суглоб Шопара, стопа перетворюється на ригідну конструкцію для ефективної пропульсії. Така циклічна зміна ригідності характерна для нормальної стопи, і залежить від гармонійної взаємодії суглобів стопи та плантарного апоневрозу.

З наведеного описання механізму “самозамикання” також зрозуміло, чому таким важливим є нейтральне, або близьке до нейтрального положення п'яткової кістки при навантаженні. На противагу цьому, в плоскій стопі вальгусне положення п'яткової кістки та розгинання переднього відділу відтворює надмірну, патологічну еверсію стопи. За таких умов “лебідковий механізм” плантарного апоневрозу виявляється малоефективним або неефективним – внаслідок неможливості їх “самозамикання”.

Наше дослідження показало, що збільшення ригідності стопи, пов'язане із реалізацією “лебідкового механізму”, в нормі зменшує навантаження на ПА. В плоскій стопі навантаження на ПА більше, ніж у нормальній і при спокійному стоянні, і під час реалізації “лебідкового механізму”. Встановлена нами закономірність може бути одним із чинників стійкого болю при ПФ, пояснює лікувальний ефект устілок та кінезіотейпування. Підтвердження цьому знаходимо в роботах інших авторів. Так, Aharonson Z. та ін. [3] вказують, що в нормі навантаження на медіальну колону стопи становить 4 % від ваги тіла, а при плоскій стопі збільшується від 17 % до 30 %.

Khodadadeh S. та Welton E.A. [5] пояснюють збільшення навантаження на медіальну колону стопи саме втратою ефекту “лебідки”. Вони встановили, що різні клінічні варіанти плоскої стопи об'єднує відсутність цього важливого функціонального механізму, а тест пасивного розгинання 1-го пальця є високоспецифічним для дослідження функціональної спроможності стопи.

В російськомовній та вітчизняній літературі розповсюджений термін “ресорність”, який дуже точно характеризує здатність стопи до поглинання енергії механічного впливу, що виникає під час взаємодії з опорою. Аруин А.С. та Зациорский В.М. [1] досліджували резонансну частоту тіла та вираховували коефіцієнт жорсткості стопи. Вони виявили, що у хворих з плоскою стопою зміна жорсткості знижує ресорні властивості стопи.

Ми дослідили зміни при реалізації “лебідкового механізму” лише у сагітальній площині із застосуванням методики, що не потребує спе-

ціального обладнання і придатна для клінічного використання. Поза всяким сумнівом, подальше дослідження ефектів “лебідкового механізму” із застосуванням технічних засобів сприятиме поглибленню знань про біомеханіку нормальної та патологічної стопи.

Навантаження на ПА залежить безпосередньо від маси тіла та взаємодії між заднім та переднім відділами стопи, що визначає в нормі силу натягіння ПА при спокійному стоянні в межах $74 \pm 2,9$ % та її зменшення до $69,9 \pm 2,8$ % від ваги тіла під час виконання тесту пасивного розгинання 1-го пальця. У пацієнтів із ПФ та гнучкою плоскою стопою сила натягіння ПА при спокійному стоянні становить $86,1 \pm 4,9$ % та зменшується до $83,8 \pm 5,3$ % від ваги тіла під час виконання тесту пасивного розгинання 1-го пальця.

Сила натягіння ПА достовірно зменшується при застосуванні кінезіотейпування, однак у пацієнтів із плоскою стопою не досягає норми (у відсотках до ваги тіла).

ЛІТЕРАТУРА

1. Аруин А.С., Зациорский В.М. Определение ресурсных свойств стопы // Ортопедия, травматология и протезир. – 1978. – №6. – С. 85 – 88.
2. Лябах А.П. Натягіння плантарного апоневрозу в нормальній та деформованій стопі / А.П. Лябах // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2004. – № 1. – С.17 – 22.
3. Aharonson Z., Arean M., Steinback T.V. Foot-ground pressure pattern of flexible flatfoot in children, with and without correction of calcaneovalgus // Clin Orthop. – 1992. – N.278. – P.177 – 182.
4. Hicks J.H. The function of plantar aponeurosis / J.H. Hicks // J Anatomy. – 1951. – V. 85, N. 3. – P. 414 – 421.
5. Khodadadeh S., Welton E.A. Gait studies of patients with flat feet // The Foot. – 1993. – V.3, N.4. – P.189 – 193.
6. Mann R., Inman V.T. Phasic activity of intrinsic muscles of the foot // J Bone Joint Surg. – 1964. – V.46 (A), N.4. – P.469 – 481.
7. Mechanical properties of heel pads reconstruction with flaps / Wang C. – L., Shau Y. – W., Hsu T. – C. [et al.] // J. Bone Joint Surg. – 1999. – V.81 (B), N.2. – P.207 – 211.
8. Digiovanni B.F. Plantar-fascia specific stretching exercise improves outcomes in patients with chronic plantar fasciitis: a prospective clinical trial with two-year follow-up / Digiovanni B.F., Nawochenski D.A., Malay D.P. [et al.] // J. Bone Joint Surg. – 2006. – V.88(A), N.8. – P.1775 -1781.
9. Prichasuk S. The heel pad in plantar heel pain / S. Prichasuk // J. Bone Joint Surg. – 1994. – V.76(B), N.1. – P.140 – 142.
10. Riddle D.L. Volume of ambulatory care visits and

- patterns of care for patients diagnosed with plantar fasciitis: a national study of medical doctors / D.L. Riddle, S.M. Schappert // *Foot Ankle Intern.* – 2004. – V.25, N.5. – P.303 – 310.
11. Tong K.B. Economic burden of plantar fasciitis treatment in the United States / K.B. Tong, J. Furia // *Am. J. Orthop.* – 2010. – V.39, N.5. – P.227 – 231.
 12. Thomas J.L. The diagnosis and treatment of heel pain: a clinical practice guideline-revision 2010 / Thomas J.L., Christensen J.C., Kravitz S.R. [et al.] // *J. Foot Ankle Surg.* – 2010. – V.49, N.3. – P.S1 – 19.

*Турчин Е.А., Лазарев И.А., Михневич О.Э., Лябах А.П.
ГУ «Институт травматологии и ортопедии
НАМН Украины»*

Влияние кинезиотейпирования на силу натяжения подошвенного апоневроза в норме и у пациентов с плоской стопой, которые страдают подошвенным фасциитом

Исследована сила натяжения плантарного апоневроза (ПА) в норме (9 здоровых добровольцев) и в гибкой плоской стопе при наличии двухстороннего плантарного фасциита (10 пациентов, 20 стоп). Была использована формула Hicks J.H., длину стопы и заднего отдела измеряли при спокойном стоянии и при выполнении теста пассивного разгибания 1-го пальца. Силу натяжения ПА определяли в процентах от массы тела, разницу между средними вычисляли с помощью парного t-теста. Установлено, что в норме сила натяжения ПА при спокойном стоянии составляет $74 \pm 2,9$ % от массы тела и уменьшается до $69,9 \pm 2,8$ % при выполнении теста пассивного разгибания 1-го пальца. У пациентов с гибкой плоской стопой, которые страдали на подошвенный фасциит, сила натяжения ПА при спокойном стоянии составила $86,1 \pm 4,9$ %, во время выполнения теста пассивного разгибания 1-го пальца уменьшалась до $83,8 \pm 5,3$ % от массы тела.

Использование кинезиотейпирования привело к уменьшению силы натяжения ПА в норме ($70,6 \pm 2,9$ % и $68,6 \pm 3$ % при спокойном стоянии и выполнении теста пассивного разгибания 1-го пальца соответственно) и у пациентов с подошвенным фасциитом ($83,5 \pm$

5 % та $81,7 \pm 5$ % при спокойном стоянии и выполнении теста пассивного разгибания 1-го пальца соответственно). Разница между средними оказалась достоверной ($p < 0,05$). Сила натяжения ПА достоверно уменьшается при использовании кинезиотейпирования, однако у пациентов с плоской стопой не достигает нормы.

Ключевые слова: подошвенный фасциит, стопа, кинезиотейпирование, подошвенный апоневроз.

*Turchin O.A., Lazarev I.A., Mihnevich O.E. Liabakh A.P.
GI «Institute of Traumatology and Orthopedics
of NAMS of Ukraine»*

Effect of kinesiotherapy for plantar aponeurosis force tension in norm and in patients with flat foot and plantar fasciitis

The force tension of the plantar aponeurosis was research in norm (9 healthy volunteers) and in patients with pes planus and plantar fasciitis (10 patients, 20 feet). The formula Hicks J.H. was used. The length of the foot and rearfoot was measured in calm standing and in passive extension of the hallux. The force tension of the plantar aponeurosis determined in percent from the body mass, the difference between the averages was calculated by paired t-test. Installed, the force tension of the plantar aponeurosis in calm standing is $74 \pm 2,9$ % in norm and decreases to $69,9 \pm 2,8$ % in passive extension of the hallux. In patients with flexible flat foot and plantar fasciitis the force tension of the plantar aponeurosis in calm standing is $86,1 \pm 4,9$ % and decreases to $83,8 \pm 5,3$ % in passive extension of the hallux.

The use of kinesiotaping caused the decrease of the force tension of the plantar aponeurosis in norm ($70,6 \pm 2,9$ % and $68,6 \pm 3$ % in calm standing and in passive extension of the hallux in accordance); in patients with plantar fasciitis ($83,5 \pm 5$ % and $81,7 \pm 5$ % in calm standing and in passive extension of the hallux in accordance). The difference between the averages was significant ($p < 0,05$). The use of kinesiotaping causes significant decrease the force tension of the plantar aponeurosis. However, in flat foot does not reach the norm.

Key words: plantar fasciitis, foot, kinesiotaping, plantar aponeurosis.