

- A – opracowanie koncepcji i założeń (preparing concepts)
B – opracowanie metod (formulating methods)
C – przeprowadzenie badań (conducting research)
D – opracowanie wyników (processing results)
E – interpretacja i wnioski (interpretation and conclusions)
F – redakcja ostatecznej wersji (editing the final version)

Wpływ wysklepienia stopy na momenty sił w stawie skokowym oraz na amplitudę sygnału sEMG wybranych mięśni podudzia

The influence of foot arch on ankle joint torques and on sEMG signal amplitude in selected lower leg muscles

Kinga Żebrowska^{A,F}, Katarzyna Homoncik^{A,C,D,E}

Wydział Rehabilitacji, Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie

Faculty of Rehabilitation, Jozef Pilsudski University of Physical Education in Warsaw

Streszczenie

Wstęp: W niniejszej pracy podjęto próbę oceny wpływu zachowania prawidłowego wysklepienia stopy na aktywność elektromiograficzną wybranych mięśni kończyny dolnej. Celem pracy była ocena wpływu wysklepienia stopy na aktywności wybranych mięśni, oraz określenie czy elektromiografia może pomóc w identyfikacji rodzaju płaskostopia potwierdzając mięśniową bądź więzadłową przyczynę.

Materiał i metody: W eksperymencie uczestniczyły 24 studentki Wydziału Rehabilitacji AWF Warszawa. U wszystkich osób przeprowadzono badanie podoskopem w celu wyznaczenia wartości kąta Clarke'a. W oparciu o otrzymane wyniki podzielono osoby na dwie grupy. Grupę eksperymentalną stanowiło 12 osób z obniżeniem łuków stopy oraz 12 osób w grupie kontrolnej z prawidłowym wysklepieniem stopy. Sygnał sEMG rejestrowano z mięśni: m.peroneus longus, m.tibialis anterior, m.gastrocnemius, m.soleus. W pierwszej kolejności sygnał sEMG zarejestrowano podczas pomiaru MVC dla prostowników i zginaczy stawu skokowego. Następnie zarejestrowano sEMG w pozycjach: swobodne stanie, stanie na palcach obu kończyn dolnych, na palcach jednej kończyny dolnej, docisk I głowy kości śródstopia do podłoża oraz stanie na piętach.

Wyniki: W uzyskanych wynikach nie zauważono statystycznie istotnych różnic pomiędzy aktywnością mięśni w grupie z obniżonym wysklepieniem w stosunku do prawidłowej stopy ($p > 0,05$). Aktywność mięśni nie okazała się czynnikiem różnicującym. Ponadto nie wykazano różnic w momentach sił mięśni prostujących i zginających staw skokowy w obu badanych grupach.

Wnioski: W pracy potwierdzono tezę iż, wielkość wysklepienia łuków stopy nie ma wpływu na aktywność elektromiograficzną mięśni kończyny dolnej. Przemawia to bardziej za więzadłową lub kostną przyczyną płaskostopia. Wykazano również że, płaskostopie nie powoduje osłabienia siły mięśniowej zginaczy i prostowników stawu skokowego.

Słowa kluczowe:

płaskostopie, EMG, kąt Clarke'a, siła mięśniowa, biomechanika

e-mail: k.zebrowska@vp.pl

Abstract

Introduction: This study sought to assess the influence of proper foot arch on electromyographic activity of selected lower limb muscles. The aim of this work was to evaluate the effects of foot arch on the activity of selected muscles and to determine whether electromyography might help to identify types of flat feet resulting from muscle- or ligament-related causes.

Material and methods: The experiment involved 24 students of the Faculty of Rehabilitation, University of Physical Education in Warsaw. To determine Clarke's angle, all study participants were examined with a podoscope. Based on the obtained results, the subjects were divided into two groups. The experimental group consisted of 12 individuals with low foot arches, while the control group included students with proper foot arches. The surface EMG (sEMG) signal was recorded from the following muscles: peroneus longus, tibialis anterior, gastrocnemius and soleus. First, the sEMG signal was recorded while measuring MVC for ankle extensors and flexors. Then, it was recorded in the following positions: free standing, two-leg standing on tiptoe, one-leg standing on tiptoe, pressing the first metatarsal head to the ground standing on heels.

Results: No significant differences in muscle activity between the groups with low and proper foot arches were noted ($p > 0.05$). Muscle activity did not prove to be a differentiating factor. Moreover, no differences were found in torques of ankle extensors and flexors between both groups.

Conclusions: The findings of the study confirmed the hypothesis that the size of the foot arch had no effect on electromyographic activity of lower limb muscles. It was also revealed that flat feet did not lead to the weakening of muscle strength of ankle flexors and extensors.

Key words: flat feet, EMG, Clarke's angle, muscle strength, biomechanics

Wstęp

Zagadnieniem płaskostopia zajmowało się wielu badaczy na przestrzeni XX i XXI wieku. Problem ten dotyczy kobiet i mężczyzn zarówno w młodym jak i starszym wieku [1-4]. Konsekwencje nieprawidłowego wysklepienia stopy mogą być odległe i wpływać negatywnie na pozostałe stawy kończyny dolnej. Pracując jako fizjoterapeuci powinniśmy umieścić w badaniu przedmiotowym elementy badania samej stopy, ponieważ jakość jej działania będzie istotnie wpływać na postawę ciała i chód. Warto podkreślić twierdzenie, że następstwem zmian w stopach mogą być zmiany w stawach kolanowych, biodrowych i kręgosłupie. Od jakości stóp zależy więc będzie cała postawa ciała i chód [5]. Fakt ten pozwala na wyznaczenie zależności pomiędzy funkcją stopy a funkcjonowaniem całego organizmu. Stopa stanowi fundament ciała, ponieważ jako element podporowy odgrywa znaczącą rolę dla działania pozostałych członów łańcucha kinematycznego jakim jest ciało ludzkie. W praktyce fizjoterapeuty ważne jest jak najszybsze rozpoznanie patologii w obrębie stopy, oraz możliwość zapobiegania pogłębianiu tej wady. Dane statystyczne wskazują na wzrost rozpoznawalności płaskostopia u młodzieży i dorosłych, co więcej w ostatnich dziesięcioleciach jedną z najczęstszych przyczyn konsultacji ortopedycznych i fizjoterapeutycznych stało się podejrzenie istnienia stóp płaskich [6]. Istotne jest nie tylko rozpoznanie samej patologii, ale również określenie jej przyczyny, co

Introduction

The issue of flat feet was investigated by a number of researchers in the 20th and 21st century. The problem occurs both in males and females of all ages [1-4]. The consequences of improper foot arches can be far reaching and they may affect the other lower limb joints in a negative manner. Feet examination ought to be included in the overall examination performed by physical therapists. It is significant due to the fact that feet affect body posture and gait. It should be stressed that changes in feet may result in changes in knee and hip joints as well as in the spine. Thus, body posture and gait depend on how feet function [5]. This fact makes it possible to determine correlations between feet and body functioning. Feet are the foundation of the body because they act as a significant supporting element for the remaining components of the kinematic chain, i.e. the human body. It is essential that physical therapists should be able to diagnose foot condition as soon as possible and prevent its further development. Statistical data analysis indicates that youths and adults are diagnosed with flat feet more and more often. Furthermore, the suspicion of flat feet has been one of the major reasons for consulting orthopaedists and physical therapists in recent decades [6]. Not only is it important to identify the deformity itself but also to find its cause,

pozwole na jak najszybsze wyleczenie. Pozwala to na stałą statyczną i dynamiczną kontrolę przemieszczania się, w czym uczestniczy także układ sensomotoryczny i nerwowo-mięśniowy [7]. W porównaniu ze stopami zwierząt ludzka stopa jest lepiej przystosowana do długotrwałego chodu niż do wspinaczki lub biegu [8]. Charakterystyczną cechą budowy stopy człowieka jest wykształcenie łuków podłużnych i poprzecznych. Proces tworzenia wysklepienia zachodzi we wczesnych latach życia dziecka. Łuk podłużny przysrodkowy (dynamiczny) przebiega od guza piętowego poprzez kość łódkowatą, pierwszą kość klinową do głowy I kości śródstopia. Szczyt łuku stanowi k. łódkowata, położona średnio 2,5 cm nad podłożem. Łuk podłużny boczny (statyczny) – łączy guz piętowy z głową V k. śródstopia przechodząc poprzez kość sześcienną, która stanowi jego szczyt oddalony od podłoża o średnio 5 cm. Łuk poprzeczny przedni łączy głowę pięciu kości śródstopia. Do stabilizatorów czynnych stopy zaliczamy zarówno mięśnie krótkie stopy jak i mięśnie długie, posiadające swe przyczepy na kościach podudzia: m. piszczelowy tylny (tibialis posterior), m. strzałkowy długi (peroneus longus), piszczelowy przedni (tibialis anterior), m. podeszwy (plantaris), piszczelowy tylny (tibialis posteriori), m. przywodziciel palucha (adduktor hallucis), m. odwodziciel palucha (abduktor hallucis). W stopie płaskiej m. trójgłowy łydki i strzałkowy długi mogą być przykurczone. Sklepienie podłużne wzmacniają przede wszystkim: rozciągno podeszwowe, więzadła podeszwowe, a zwłaszcza więzadło podeszwowe długie, więzadło piętowo-sześciennie podeszwowe oraz więzadło piętowo-łódkowe, podtrzymujące głowę kości skokowej. Osłabienie tego więzadła powoduje opadnięcie głowy kości skokowej i obniżenie łuku przysrodkowego, co prowadzi do płaskostopia. Sklepienie poprzeczne wzmacniają przebiegające poprzecznie więzadła głębokie śródstopia łączące głowy wszystkich kości śródstopia.

W literaturze można znaleźć wiele przyczyn płaskostopia. Wyróżnia się między innymi takie czynniki jak: nieprawidłowe działanie mięśni podudzia, zmniejszoną lub nadmiernie zwiększoną aktywność krótkich mięśni stopy, niewydolność więzadłową co w efekcie prowadzi do obniżenia wysokości kości łódkowatej [4-6]. Zwiększona lub zmniejszona aktywność mięśni wykryta w sygnale EMG może potwierdzić wpływ czynnych stabilizatorów układu ruchu na powstanie tej wady. Jednocześnie brak wyżej wymienionej zależności będzie przemawiał za kostną i więzadłową przyczyną płaskostopia.

Celem pracy była ocena aktywności elektrycznej wybranych mięśni podudzia i mięśni długich stopy u osób z prawidłowo wysklepioną stopą i stopą płaską, oraz odpowiedź na pytania; Czy osoby z obniżonym wysklepieniem stopy charakteryzują się zmniejszoną bądź zwiększoną aktywnością elektromiograficzną badanych mięśni. oraz czy w analizowanych grupach osób z prawidłowo wysklepioną i płaską stopą występuje statystycznie

which would allow for the fastest recovery possible. It helps to exercise constant static and dynamic control over movement, also performed with the involvement of the sensor-motor and neuromuscular systems[7]. Compared to animal paws, human feet are more adjusted to walking over a long period of time than to climbing or running[8]. Longitudinal and transversal arches are characteristic features of the structure of human feet. The process of arch formation occurs at early stages of a child's life. Medial (dynamic) longitudinal arch stretches from the calcaneal tuberosity through the navicular bone and the first sphenoid bone to the head of the first metatarsal bone. Its summit is constituted by the navicular bone, situated 2.5 cm above the surface. Lateral (static) longitudinal arch joins the, the calcaneal tuberosity, cuboid bone and the head of the fifth metatarsal bone. The cuboid bone forms the summit of the arch (5 cm above the surface). Anterior transversal arch joins the heads of five metatarsal bones. Active stabilizers of the foot include both brevis muscles and longus muscles whose insertions can be found on lower leg bones: tibialis posterior, peroneus longus, tibialis anterior, plantaris, adductor hallucis, abductor hallucis. In flat feet, triceps surae and peroneus longus may be contracted. The longitudinal arch is mainly strengthened by plantar fascia, plantar ligaments (particularly long plantar ligament), plantar calcaneocuboid ligament and calcaneonavicular ligament that supports the head of the talus bone. The weakening of this ligament causes the head of the talus bone to fall and the medial arch to collapse, which results in flat feet. The transversal arch is strengthened by deep transverse metatarsal ligaments that connect the heads of all metatarsal bones.

The literature of the subject shows a lot of causes of flat feet. These include improper functioning of lower leg muscles, reduced or excessive activity of brevis muscles of the foot or ligament-related incapacity, which leads to the lowering of the navicular bone [4-6]. Increased or decreased muscle activity found in the EMG signal may confirm the influence of active stabilizers of the locomotor system on the appearance of this deformity. At the same time, the lack of the above-mentioned correlation points to bone- and ligament-related causes of flat feet.

The aim of this work was to assess electrical activity of selected lower leg muscles and long muscles of the foot in individuals with proper foot arches and with flat feet. The study also sought to determine whether persons with low foot arches manifested decreased or increased electromyographic activity of the examined muscles and whether there were significant differences between the groups of subjects with proper and low foot arches in the values of torques of ankle extensors and flexors. Moreover, an attempt was made

istotna różnica w wartości momentów siły mięśni prostowników i zginaczy stawu skokowego. Jest to również próba odpowiedzi na pytanie czy przyczyną płaskostopia jest osłabienie mięśni czy niewydolność więzadłowa.

Materiał i metody

W badaniu uczestniczyły 24 kobiety, studentki Wydziału Rehabilitacji, Akademii Wychowania Fizycznego w Warszawie. Grupę eksperymentalną stanowiło 12 osób z płaskostopiem i obniżonymi łukami wysklepienia (kątem Clarke'a < 41st), a grupę kontrolną 12 osób z zachowanym prawidłowym wysklepieniem łuków stopy (kątem Clarke'a 42-54 stopnie) [9]. Osoby, u których w przeszłości występowały urazy, złamania i deformacje kończyn dolnych, oraz których dane były niekompletne, zostały wykluczone z badania. Grupa została podzielona na kontrolną (Z) i eksperymentalną (P) na podstawie badania planktokonturograficznego, poprzez określenie wartości kąta Clarke'a dla każdej z osób. Warunkiem uczestniczenia w badaniach był: wiek w przedziale 20-27 lat, wskaźnik BMI (18-25) oraz świadoma zgoda na udział w badaniach. Otrzymano również zgodę komisji bioetycznej na udział w badaniach. Badane grupy były homogeniczne pod względem wieku, wysokości ciała oraz masy. Jedyńm kryterium różnicującym grupę kontrolną od eksperymentalnej był kąt Clarke'a ($p < 0,001$). Charakterystykę biometryczną grup przedstawiono w Tab. 1.

Tab. 1. Charakterystyka grupy kontrolnej i badawczej BH – wysokość ciała, BW – masa, BMI – Body Mass Index, Test U-Manna-Whitneya

Tab. 1. Characteristics of the experimental group and the control group

Parameter	Średnie Mean		Standardowe odchylenie Standard deviation		U-Mann-Whitney Test
	Grupa badana/ experimental group	Grupa kontrolna/ control group	Grupa badana/ experimental group	Grupa kontrolna/ control group	
Kąt Clarke'a/Clarke's angle	33.4	44.8	3.68	3.01	$p < 0.001$
Wiek/Age	23.6	23.3	1.24	0.65	$p > 0.8$
BH	168.3	167.2	5.07	7.50	$p > 0.5$
BW	59.9	60.6	7.35	5.49	$p > 0.5$
BMI	21.2	21.7	2.41	1.78	$p > 0.7$

Badanie składało się z trzech stacji pomiarowych. Pierwsza próba dotyczyła wyznaczenia kąta Clarke'a, na komputerowym podoskopie firmy POSMED, w celu podzielenia badanych osób na grupę kontrolną i grupę eksperymentalną. Drugi pomiar dotyczył wyznaczenia maksymalnych momentów sił (Nm) grupy prostowników i zginaczy stawu skokowego w statyce i określenie wartości amplitudy do której w kolejnych pomiarach normowany był sygnał EMG. W trzecim pomiarze analizie poddano sygnał elektromiograficzny 5 wybranych mięśni kończyny dolnej mierzony w sześciu próbach za pomocą przenośnego aparatu EMG firmy NORAXON INC.

to find out if flat feet resulted from muscle weakening or ligament-related incapacity.

Material and methods

The study included 24 female students from the Faculty of Rehabilitation, University of Physical Education in Warsaw. The experimental group consisted of 12 individuals with flat feet and low foot arches (Clarke's angle < 41st), while the control group was composed of 12 persons with proper foot arches (Clarke's angle – 42-54 degrees) [9]. Individuals who had previously experienced injuries, fractures and deformities of lower limbs as well as those whose records were incomplete were excluded from the study. The subjects were divided into the control group (Z) and the experimental group (P) on the basis of the plantoconturographic examination, where Clarke's angle values were obtained for each participant. The study inclusion criteria were as follows: age 20 to 27 years, BMI between 18 and 25, and the students' consent to participate in the research. The study was conducted in accordance with the approval from the bioethics committee. The groups under investigation were homogeneous in terms of age, body height and body weight. The only criterion differentiating both groups was Clarke's angle ($p < 0.001$). Biometric characteristics of the groups are illustrated in table 1.

The examination consisted of three tests. The first one involved determining Clarke's angle using the podoscope produced by POSMED. The participants were divided into the control group and the experimental group based on the results obtained in this test. The second one consisted of measuring maximum torques (Nm) of ankle extensors and flexors in a static position and determining the value of amplitude used as the EMG signal norm in the following measurements. In the third test, the electromyographic signal of five selected lower limb muscles was analysed. The signal was measured in six trials using a portable EMG device (NORAXON INC.).

Pomiar MVC wykonano w pozycji siedzącej na stanowisku zaprojektowanym przez firmę JBA Staniak z zastosowaniem firmowego oprogramowania HMF. Kąt w stawie skokowym, w stawie kolanowym i biodrowym wynosił po 90 stopni. W celu lepszej stabilizacji mięśni tułowia założono szelki znajdujące się w oparciu oraz poproszono o skrzyżowanie kończyn górnych na klatce piersiowej. Wszystkie segmenty zostały ustabilizowane, aby wyeliminować zbędne przesunięcia ruchomych członów oraz uzyskać maksymalną siłę prostowników i zginaczy podczas pomiaru. Osoba badana była proszona o oddziaływanie na dźwignię pomiarową z maksymalną siłą. Pomiar trwał ok. 3 sekund. Każdą próbę powtórzono dwukrotnie i uśredniono wartości momentów siły [Nm] dla każdej mierzonej grupy.

Pomiar MVC był połączony z pomiarem sygnału EMG z mięśni: tibialis anterior, m. peroneus longus, m. soleus, m. gastrocnemius. W ten sposób wyznaczano wartość maksymalną amplitudy sygnału EMG dla każdego mięśnia. W dalszej analizie przyjęto, że jest to 100% możliwości aktywności każdego mięśnia, względem której normowano bieżącą amplitudę sygnału EMG mierzoną w wybranych pozycjach.

Sygnał sEMG w grupie kontrolnej i grupie badawczej, zbierano z wybranych mięśni kończyn dolnych podczas 20 sekund stania w sześciu wybranych pozycjach: stojąc na obu kończynach dolnych, stojąc na palcach obu kończyn, stojąc na jednej kończynie, stojąc na palcach jednej kończyny, stojąc na palcach obu kończyn dolnych, podczas wciskania pierwszej kości śródstopia w podłoże oraz podczas stania na piętach.

Częstotliwość próbkowania wynosiła 1000 Hz, użyto dwóch elektrod powierzchniowych o średnicy 15 mm, środki elektrod w odległości 20 mm, zgodnie z zaleceniami SENIAM. Przed przyklejeniem elektrod skóra została wygolona i oczyszczona alkoholem.

Sygnał zbierano za pomocą urządzenia TELEMYO 8-kanalowy 2400 TG2. Sygnał sEMG został wygładzony przy zastosowaniu algorytmu średniego pierwiastka kwadratowego (RMS EMG). Cały sygnał został uśredniony w odstępach 100 ms. Do dalszej analizy statystycznej, wybraliśmy średnią amplitudę z 10 sekund sygnału RMS sEMG z każdej pozycji. Wartości amplitudy średnie z 10-sekundowym RMS EMG zostały znormalizowane do wartości amplitudy podczas pomiaru MVC.

Policzono średnie i odchylenia standardowe w grupie kontrolnej i w grupie z płaskostopiem. Biorąc pod uwagę małą liczbę osób w podgrupach i duże odchylenie standardowe (typowe dla sygnałów biologicznych, takich jak EMG) zastosowano nieparametryczne testy statystyczne. Test U-Manna-Whitneya został użyty do sprawdzenia różnic między wartościami średnich dla poszczególnych mięśni w badanych grupach.

Wyniki

Nie wykazano różnic między grupami w momentach prostujących i zginających staw skokowy $p > 0,05$.

MVC measurement was made in a sitting position with the use of equipment designed by JBA Staniak (HMF software). Clarke's angle in ankle, knee and hip joints was at the level of 90 degrees. In order to stabilise trunk muscles, backrest straps were put on. The subjects were asked to cross their arms on the chest. All the segments were stabilised to eliminate unnecessary shifts of mobile body parts and to record maximum strength of extensors and flexors. Each subject was asked to operate the measuring lever with maximum strength. The measurement lasted approx. 3 seconds. Each trial was performed twice and mean torque values [Nm] were calculated for each group.

MVC measurement was combined with EMG signal measurement of tibialis anterior, peroneus longus, soleus and gastrocnemius. This method was used to determine maximum values of EMG signal amplitude for each muscle. The values were assumed to be 100% of each muscle's capacity and the current EMG signal amplitude recorded in selected positions was normalised in regard to those values.

The sEMG signal in the control group and the experimental group was recorded from selected lower limb muscles when standing for 20 seconds in the following positions: two-leg standing, two-leg standing on tiptoe, one-leg standing, one-leg standing on tiptoe, pressing the first metatarsal head to the ground and standing on heels.

The sampling frequency was set at 1000 Hz and two surface electrodes with a diameter of 15 mm were used. The centres of the electrodes were 20 mm apart, according to the guidelines of SENIAM. Prior to sticking the electrodes to the body, skin was shaved and cleaned with alcohol.

The signal was recorded with 8-channel TELEMYO 2400 TG2 device. The sEMG signal was smoothed using the root mean square algorithm (RMS EMG). The whole signal was averaged at 100 ms intervals. Mean amplitude from 10-second RMS sEMG signals in each position was taken for further statistical analysis. Mean amplitude values with 10-second RMS EMG were normalised to amplitude values during MVC measurement.

Means and standard deviations were calculated for the control group and for the group with flat feet. Taking into account the fact that the sample size was small and standard deviation was high (typical of biological signals such as EMG), non-parametric statistical tests were applied. The U-Mann-Whitney test was applied to check the differences between mean values for particular muscles in the examined groups.

Results

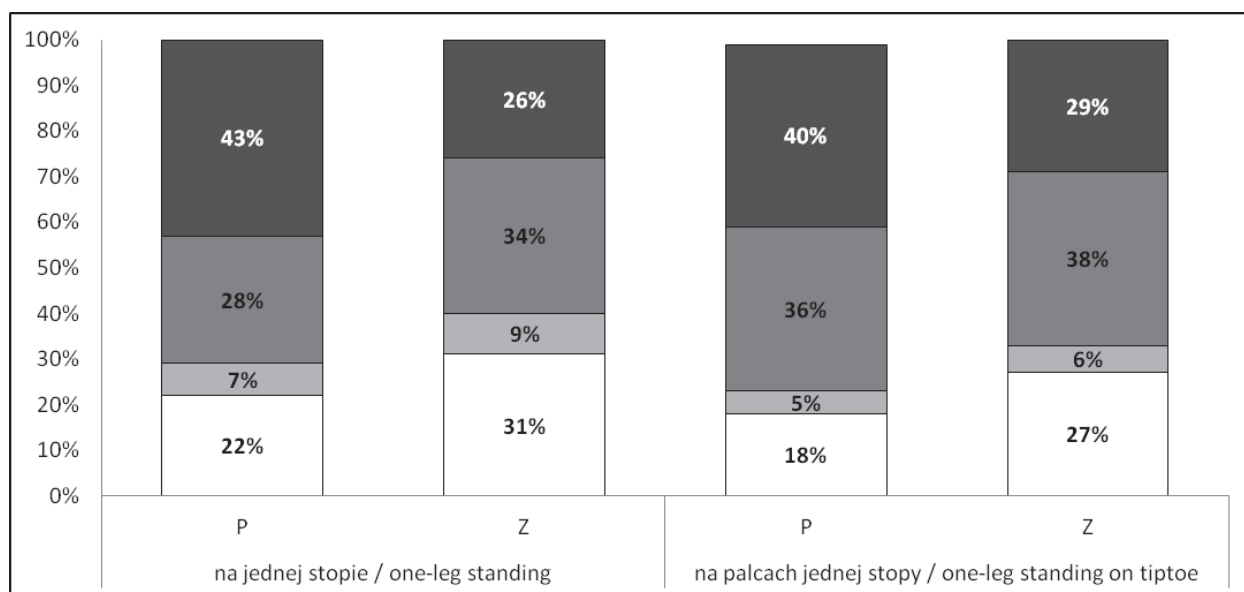
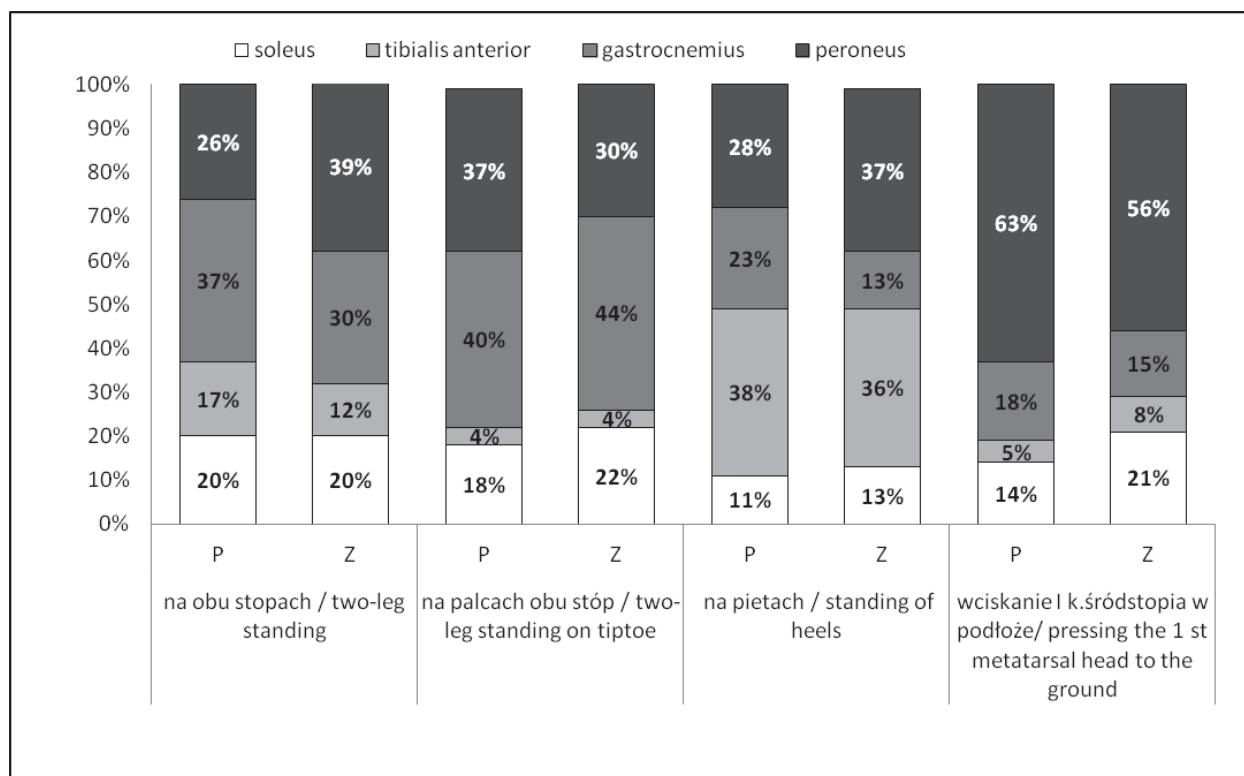
No differences between the groups were noted in torques of ankle extensors and flexors ($p > 0.05$).

Średnia wartość momentu siły prostowników w grupie z płaskostopiem wyniosła 72 ± 27 Nm, a w grupie z prawidłowo wysklepioną stopą średnio 74 ± 28 Nm. Również w grupie zginaczy nie wykazano różnic istotnych statystycznie $p > 0,05$. Wartości momentów sił zginaczy dla płaskostopia wyniosły 169 ± 50 Nm, a w stopie prawidłowo wysklepionej 161 ± 51 Nm. Ponieważ zarówno wartości średnie jak i odchylenia standardowe były na podobnym poziomie w grupie kontrolnej jak i badanej duże odchylenie standardowe nie ma wpływu na wynik. Wyniki pracy badawczej nie wykazały istotnych statystycznie różnic w aktywności mięśni kończyny dolnej w grupie z obniżonym i prawidłowym sklepieniem ($p > 0,05$). W tym przypadku na wyniki mogło mieć w wpływ duże odchylenie standardowe, które przy niektórych mięśniach dochodziło średnio do 70% wartości amplitudy. Nie stwierdzono istotnego wpływu wysklepienia na potencjał czynnościowy mięśni w wybranych pozycjach ($p > 0,05$). W staniu na palcach jednej i obu kończyn zaangażowanie m. gastrocnemius i peroneus longus było większe niż podczas pomiaru MVC na wybranym stanowisku. Wartości były większe niż 100%. Zatem pozycja pomiarowa, gdzie mamy kąty proste w stawie skokowym biodrowym i kolanowym nie jest pozycją optymalną do pomiaru maksymalnej siły tych mięśni. Również w staniu na palcach oraz podczas wciskania pierwszej kości śródstopia w podłoże odnotowano wyższe, niż podczas pomiaru MVC na stanowisku, wartości amplitudy EMG dla mięśnia peroneus longus. Ponieważ pomiar wykonywany był w obu grupach w tych samych warunkach, przy takim samym obciążeniu i przy maksymalnym zaangażowaniu badanych osób, wartości pomiaru można uznać za referencyjne.

Na Ryc. 1 przedstawiono średnie procentowe zaangażowanie poszczególnych mięśni w danej pozycji u osób ze stopą zdrową (Z) i płaską (P). Pomimo braku różnic istotnych statystycznie, patrząc na Ryc. 1, możemy zauważyć różnice w procentowym potencjale czynnościowym mierzonym za pomocą amplitudy EMG wybranych mięśni w utrzymaniu wybranych pozycji. Największe zaangażowanie mięśnia peroneus longus odnotowujemy podczas wciskania pierwszej kości śródstopia w podłoże. U osób z płaskostopiem procentowe zaangażowanie tego mięśnia jest nieco większe kosztem zaangażowania mięśnia płaszczkowatego. Mięsień gastrocnemius najbardziej aktywny jest podczas stania na palcach ale jego procentowa aktywność jest również dosyć wysoka podczas stania na obu płaskich stopach. Mięsień piszczelowy przedni wykazuje największe procentowe zaangażowanie podczas stania na piętach. Pomimo braku różnic istotnych statystycznie można zauważyć różnice na poziomie $p < 0,2$ w zaangażowaniu mięśnia peroneus longus. W staniu na obu stopach i na piętach ampli-

The mean value of torque of extensors in the group with flat feet was 72 ± 27 Nm, while in the group with proper foot arches it was 74 ± 28 Nm. As for the flexors, no significant differences were found, either ($p > 0.05$). The torque value of flexors for flat feet was 169 ± 50 Nm, while for proper foot arches it was 161 ± 51 Nm. Owing to the fact that mean values and standard deviations were at a similar level in both groups, high standard deviation did not affect the result. The research did not reveal significant differences in lower limb muscle activity between the groups ($p > 0.05$). In this case, the results might have been affected by high standard deviation which amounted to an average of 70% of amplitude values in some muscles. No significant influence of foot arch on muscle functional potential in selected positions was noted ($p > 0.05$). In one- and two-leg standing on tiptoe, the involvement of gastrocnemius and peroneus longus was greater than during the MVC measurement at a given station. The values were higher than 100%. Thus, the measurement position with right angles in ankle, hip and knee joints is not an optimal position for measuring maximum strength of those muscles. Also in standing on tiptoe and while pressing the first metatarsal head to the ground, higher values of EMG amplitudes for peroneus longus were noted than during the MVC measurement. Since the measurement was made in both groups in the same conditions, with the same loads and with maximum involvement of the examined individuals, the measurement values may be treated as referential values.

Figure 1 presents mean percentage values of the engagement of individual muscles in a particular position in persons with healthy feet (Z) and flat feet (P). Despite the lack of statistically significant differences, when looking at figure 1 it may be noted that there exist differences in the functional percentage potential measured by means of EMG amplitude of selected muscles in maintaining selected positions. The highest activity of peroneus longus was noted while pressing the first metatarsal head to the ground. In individuals with flat feet the percentage involvement of this muscle is slightly higher than that of soleus engagement. Gastrocnemius is most active in standing on tiptoe but its percentage involvement is also relatively high in standing on both flat feet. The highest activity of tibialis posterior was noted in standing on heels. Despite the lack of significant differences, inequalities at the level of $p < 0.2$ may be noted in peroneus longus involvement. In two-leg standing and standing on heels, the sEMG amplitude of this muscle was bigger in individuals with proper foot arches and this happened at the cost of greater involvement of triceps surae in maintaining this position in the case of flat feet. Also, in flat feet the amplitude of sEMG signal obtained from-



Ryc. 1. Procentowy udział mięśni w staniu w wybranych pozycjach, dla osób ze stopą płaską (P) i zdrową – prawidłowo wysklepioną (Z), wyliczony ze wzoru: $mx / (m1+m2+m3+m4) \cdot 100$, gdzie $m1, m2, m3, m4$ – to średnie amplitudy sygnału sEMG mierzonego mięśni w danych pozycjach

Fig. 1. Percentage distribution of muscle involvement in standing in selected positions for individuals with flat feet (P) and proper foot arches (Z), calculated with the formula $mx / (m1+m2+m3+m4) \cdot 100$, where $m1, m2, m3, m4$ are mean amplitudes of sEMG signal of the examined muscles in given positions

tuda sEMG tego mięśnia była większa u osób z prawidłowo wysklepioną stopą i działało się to kosztem większego zaangażowania w utrzymanie tej pozycji w stopie płaskiej mięśnia trójgłowego łydki. Natomiast w płaskostopiu amplituda sygnału sEMG z mięśnia strzałkowego długiego miała większą procentową wartość w staniu na jednej stopie i na palcach jednej stopy.

Dyskusja

Stopa jako złożony biomechanicznie system składa się z wielu stawów o różnym stopniu ruchomości [10]. Spójność jej kostnych elementów zapewniają nie tylko więzadła, ale również krótkie i długie mięśnie goleni. Wyniki pracy badawczej nie wykazały istotnych statystycznie różnic w aktywności mięśni podudzia w grupie z obniżonym i prawidłowym sklepieniem.

Jedne z pierwszych badań w którym szukano relacji między wysklepieniem stopy a aktywnością mięśni goleni były prowadzone przez J.V Basmajana i G. Stecko i opublikowane w 1963 roku [11]. Wskazywały one na brak istotnej roli mięśni w kształtowaniu płaskostopia. Autorzy podali w nim, że główną przyczyną tej wady to niewydolność elementów łącznotkankowych. Odmiennej tezę, dotyczącą wpływu mięśnia tibialis posterior na wysklepienie stopy udowodniono w badaniach dokonanych w Japonii w 2012 r. Badanie przeprowadzono na 14 zwłokach ludzkich. W eksperymencie aplikowano siłę 500N wzdłuż osi długiej piszczeli. Siła przenoszona przez ścięgno mięśnia piszczelowego tylnego wynosiła 32 N. Grupę badawczą stanowiły preparaty w których ścięgno tego mięśnia było nieaktywne-uszkodzone. Mierzono przemieszczenie kości łódkowatej i zmianę jej wysokości nad podłożem - „Initial bony arch index” obniżył się znacząco u osób z nieprawidłowo funkcjonującym ścięgnem mięśnia piszczelowego tylnego. Autorzy wnioskują o znaczącej roli tego mięśnia w utrzymaniu wysklepienia stopy. Podkreślają oni jednocześnie dużą rolę fizjoterapii niż zaopatrzenia ortopedycznego w leczeniu tej patologii. [4]. W bazach danych nie ma wielu badań dotyczących wpływu wysklepienia stóp na aktywność mięśni goleni podczas stania czy wykonywania prostych czynności ruchowych. Prace badawcze dotyczące płaskostopia pomijają badania dotyczące wykorzystania EMG podczas stania np. próby stania na palcach czy na piętach. Według niektórych autorów w stabilnej pozycji stojącej w prawidłowo zbudowanej stopie istotną rolę odgrywają więzadła, natomiast mięśnie za wyjątkiem trójgłowego łydki nie wykazują aktywności bioelektrycznej. Jednakże podczas dynamicznych zadań rola mięśni znacząco wzrasta [8]. Istotne w tym zakresie są amerykańskie badania G.Murleya i H. Menza nad aktywnością mięśni tibialis posterior, peroneus longus i tibialis anterior w chodzie u osób z płaskostopiem. W badaniu

peroneus longus had a higher percentage value in one-leg standing and one-leg standing on tiptoe.

Discussion

A foot is a complex biomechanical system which has many joints with various levels of mobility[10]. The integrity of its osseous elements is ensured not only by ligaments but also by longus and brevis muscles of lower leg. The results of the research did not reveal statistically significant differences in the activity of lower leg muscles between individuals with low foot arches and those with proper arches.

One of the first studies which sought the correlation between foot arch and the activity of selected lower leg muscles was conducted by J.V. Basmajian and G. Stecko and was published in 1963 [11]. This study revealed that there was no significant role of muscles in forming flat feet. The authors concluded that the failure of connective elements was the main reason for this condition. A different thesis was proved in the research on the influence of tibialis posterior on foot arch conducted in Japan in 2012. The study was carried out on 14 human corpses. In the experiment, 500N force was applied along the axis of tibialis muscle. The force transferred by the tibialis posterior was 32N. The research group included corpses with an inactive (injured) tendon of this muscle. The dislocation of the scaphoid bone of the foot and the change of its distance from the ground was measured. It was revealed that an initial bony arch index decreased significantly in individuals with abnormally functioning tendon of tibialis posterior. The authors concluded that this muscle played a significant role in maintaining a proper foot arch. They also highlighted a much bigger role of physiotherapy in treating this pathology than orthopaedic devices [4]. The literature of the subject does not include many studies concerning the influence of foot arch on the activity of lower legs while standing or performing simple movements. The studies on flat feet leave out research concerning the use of EMG in standing, e.g. on tiptoe or on heels. According to some authors, ligaments in a properly shaped foot play a significant role in maintaining a stable standing position, while no muscles, except for triceps surae, are bioelectrically active. However, during dynamic tasks the role of muscles increases significantly [8]. Significant research was conducted by G. Murley and H. Menza, who examined the activity of tibialis posterior, peroneus longus and tibialis anterior during gait in individuals with flat feet. The research included 60 subjects at the age of 18 to 47 years. Significant differences between the groups regarded individual gait speed, which influenced the results considerably. Intramuscular electrodes were used in the experiment. Two parameters, i.e. peak amplitude and amplitude time, were taken into acco-

wzięło udział 60 osób w wieku od 18 do 47 roku życia. Istotne różnice między grupami dotyczyły indywidualnej prędkości chodu, co miało znaczący wpływ na wyniki. Do eksperymentu użyto domięśniowych elektrod. W analizie wyników wzięto pod uwagę 2 parametry; amplitudę szczytową oraz czas amplitudy. Według autorów, płaskostopie spowodowało zwiększenie aktywności mięśnia piszczelowego przedniego w fazie initial contact oraz mid stance. Zaobserwowano również istotne zmniejszenie aktywności mięśnia strzałkowego długiego w wyżej wymienionych fazach chodu. Autorzy sugerują, że zmiana aktywności mięśni może być związana z nerwowo - mięśniową kompensacją w redukcji zbyt dużego obciążenia przyśrodkowej części stopy [12]. Jednym z często badanych jest mięsień strzałkowy długi. Mięsień strzałkowy, jako pronator i odwodziciel stopy, odgrywa kluczową rolę w statyce i dynamice sklepienia podszewowego. Oddziałuje on na łuk przyśrodkowy pogłębiając jego wygięcie przez dopodeszwowe przesunięcie I kości śródstopia, w stosunku do kości klinowatej przyśrodkowej oraz w stosunku do kości łódkowatej [10]. Istotne wydają się badania przeprowadzone w La Trobe University w Australii. Podczas przeprowadzonego tam eksperymentu badacze określali wielkość amplitudy EMG m. peroneus longus dla stóp płaskich i prawidłowo wysklepionych w chodzie. Zaobserwowano zmniejszoną aktywność wyżej wymienionego mięśnia podczas całego cyklu chodu u osób z płaskostopiem. Szczególne różnice ($p < 0,05$) dotyczyły fazy kontaktu pięty z podłożem i wynosiły o 37%MVC mniej w stosunku do normalnej stopy. Również podczas propulsji aktywność mięśnia strzałkowego była znacznie mniejsza w stosunku do prawidłowej stopy. ($p = 0,03$). Według autorów zmiana aktywności mięśni jest związana z nerwowo - mięśniową kompensacją w redukcji zbyt dużego obciążenia przyśrodkowej części stopy. Przyszłe badania naukowców mają dotyczyć wpływu tych zmian na uszkodzenia stawu skokowego [13].

Mięsień strzałkowy dzięki swojemu przebiegowi za kostką boczną pełni rolę silnego stabilizatora łuku podłużnego stopy, pomagając w utrzymaniu prawidłowej wysokości sklepienia. Zmniejszenie jego aktywności może doprowadzać do powstania płaskostopia i zmian rozkładu sił działających na staw skokowy. Mięsień. peroneus longus wykazywał największą aktywność z wszystkich badanych mięśni. Jego potencjał czynnościowy we wszystkich testach podczas wszystkich prób wynosił średnio 89% amplitudy sygnału EMG podczas MVC. Świadczy to o silnym zaangażowaniu tego mięśnia w utrzymaniu wysokości sklepienia zarówno w grupie kontrolnej jak i eksperymentalnej. Wyniki naszych prób pokazały duże zaangażowanie m. peroneus longus podczas wykonywania próby 5 (wciskanie głowy I kości śródstopia do podłoża), które u osób z obniżonym wysklepieniem wynosiło 87,9 % MVC, a u osób z prawidłową stopą śred-

unt in the analysis. According to the authors, flat feet caused an increase in the activity of tibialis anterior in initial contact and mid stance phases. Moreover, a significant decrease in the activity of peroneus longus in the above-mentioned gait phases were noted. The authors suggest that a change in muscle activity may be connected with musculo-nervous compensation in the reduction of excessive load in the midfoot [12]. Peroneus longus is one of the frequently examined elements, since, as a foot pronator and abductor, it plays a key role in statics and dynamics of foot arch. It makes medial arch bigger by a plantar shift of the first metatarsal bone with regard to the sphenoid bone and navicular bone [10]. The research conducted at La Trobe University in Australia also seems significant. During the experiment, the researchers determined EMG amplitude of peroneus longus in flat feet and properly arched feet during gait. Lower activity of the aforementioned muscle during the whole gait cycle was noted in individuals with flat feet. Significant differences ($p < 0.05$) regarded the heel-strike phase, in which activity of flat feet was 37% MVC lower than that of healthy feet. Also, during propulsion the activity of peroneus longus muscle in flat feet was significantly lower compared to healthy feet ($p = 0.03$). According to the authors, the change in muscle activity was connected with musculo-nervous compensation in the reduction of excessive load in the midfoot. In further research these researchers focused on the influence of these changes on ankle joint injuries [13].

Due to the fact that it stretches behind lateral ankle, peroneus longus is a strong stabiliser of the longitudinal arch and helps to maintain a proper foot arch. A decrease in its activity may lead to flat feet and changes in the distribution of forces affecting the ankle joint. Peroneus longus revealed the highest activity of all the examined muscles. Its mean functional potential in all the tests during all the trials was 89% of the EMG signal amplitude during MVC. It proved a strong involvement of this muscle in maintaining foot arch both in the control and in the experimental group. The results of our research showed deep involvement of peroneus longus in the fifth position examined (pressing the first metatarsal head to the ground), i.e. 87.9% of MVC in individuals with flat feet and 94.5 % of EMG MVC in individuals with normal feet. However, none of the tests revealed any differences between the groups regarding the activity of this muscle.

Gastrocnemius muscle was the second most active muscle in both groups. In the research by Chang et al., differences in the activity of this muscle in flat feet were revealed. The experiment included 10 individuals with flat feet and 10 subjects with proper foot arches. Ground reaction forces (GRF) as well as functional potential of lower limb muscles while landing on a platform from the height of 20 cm, 40 cm and 60 cm were examined. Kinetic and kinematic parameters

nio 94,5 % EMG MVC. Jednak żadna z wykonywanych prób nie różnicowała osób ze względu na pracę tego mięśnia.

Drugim, co do wielkości zaangażowania, mięśniem w obu badanych grupach był m.gastrocnemius. W badaniach Chang i wsp. wskazano zróżnicowaną aktywność tego mięśnia w stopie płaskiej. W prowadzonym eksperymencie uczestniczyło 10 osób z płaskostopiem i 10 z prawidłowym wysklepieniem. U badanych sprawdzano siły reakcji podłoża (GRF) oraz badano potencjał czynnościowy mięśni kończyny dolnej, podczas skoku na platformę z wysokości 20, 40 i 60 cm. Analizie poddano parametry kinetyczne i kinematyczne. Wyniki dowiodły zwiększoną aktywność EMG m. tibialis anterior oraz m.quadriceps u osób z płaskostopiem. Ponadto wykazano zmniejszenie aktywności m. odwodziela palucha i brzuchatego łydki [3]. Różnice w GRF były zróżnicowane indywidualnie i zależały głównie od wysokości skoku. Badania te dowodzą, że stopień wysklepienia stopy wpływa na działanie mięśni podudzia. Dodatkowo efekt ten jest wzmocniony podczas wykonywania czynności funkcjonalnych takich jak biegi czy skoki. W obecnym eksperymencie zaobserwowano podobną aktywność mięśnia gastrocnemius w obu badanych grupach z wyjątkiem próby 3. Podczas stania na palcach na jednej kończynie dolnej amplituda sygnału EMG w grupie z płaskostopiem wynosiła średnio 125,1 % EMG MVC a w grupie z prawidłowo wysklepioną stopą 67,4 %. Średnia amplituda powyżej 100% mówi o tym, że większą wartość sygnału i tym samym również wartość siły mięśnia gastrocnemius można uzyskać w staniu na palcach jednej kończyny dolnej niż na stanowisku do pomiaru MVC grupy prostowników i zginaczy. Badania na większej populacji mogłyby wykazać większe zaangażowanie mięśnia gastrocnemius, który często jest przykurczony u osób z wadami stóp. W niniejszej pracy nie wykazano jednak różnic między grupami, które byłyby istotne statystycznie.

W przeprowadzonej pracy podjęto również próbę oceny siły mięśni łydki u osób z wysklepieniami i spłaszczonymi łukami podszwowych. W piśmiennictwie brakuje doniesień dotyczących wartości siły prostowników i zginaczy u osób z wadami stóp. Prowadzenie takich analiz wydaje się istotne głównie z punktu widzenia rehabilitacji. Terapeuci powinni wiedzieć jak dane zaburzenie struktury ciała wpływa na ruchomość, siłę, równowagę czy inne parametry. Analizując wyniki niniejszej pracy nie wykazano zależności pomiędzy płaskostopiem a momentem siły prostowników i zginaczy stawu skokowego. Antagonistyczne grupy mięśniowe wykazały podobne średnie wartości momentu siły u osób z grupy kontrolnej i eksperymentalnej. Brak różnic mógł być spowodowany dobrą kondycją fizyczną studentek biorących udział w eksperymencie. 75% osób zadeklarowało uprawianie regularnej aktywności fizycznej, co mo-

were analysed. The results proved increased EMG activity of tibialis anterior and quadriceps in the subjects with flat feet. Moreover, decreased activity of abductor hallucis and gastrocnemius muscles was noted [3]. Differences in GRF depended mainly on the landing height. This research proved that the foot arch influences the activity of lower leg muscles. Moreover, this effect is strengthened while performing functional activities such as running or jumping. In our experiment, we noted similar activity of gastrocnemius in both groups, except for the third position. In standing on tiptoe on one lower limb, the mean amplitude of EMG signal was 125.1 % of EMG MVC in the group with flat feet and 67.4 % in the group with proper foot arches. Mean amplitude above 100% indicates that a higher value of the signal and greater strength of gastrocnemius may be achieved in standing on tiptoe on one leg than while measuring MVC of extensors and flexors. The research on a bigger group may reveal higher activity of gastrocnemius which is often contracted in subjects with foot defects. In our study, though, we did not find significant differences between the groups.

In our work, the strength of lower leg muscles was also assessed in the subjects with proper foot arches and in individuals with flat feet. The literature of the subject lacks in studies concerning the strength of extensors and flexors in individuals with foot defects. Conducting such analyses seems significant mainly for rehabilitation purposes. Therapists should know how a particular disorder in body structure influences mobility, strength, balance or other parameters. While analysing the results of this work, no correlations between flat feet and the torque of ankle extensors and flexors were found. Antagonistic muscle groups revealed similar mean values of torques in the control and experimental group. The lack of differences may have been caused by good physical fitness of female students participating in the research, since 75% of the subjects declared that they practised sport regularly and it may have resulted in good muscle strength. It may be assumed that the differences may be bigger in the elderly, in people who do not lead an active lifestyle or individuals with extreme flat feet and with a very low value of Clarke's angle.

There are numerous studies which confirmed that foot defects and foot arch defects are closely related to lower limb disorders. The risk of injury may increase when there occurs improper activity of brevis and longus foot muscles as well as of lower leg muscles. The authors highlighted that the whole body posture depends on proper foot arches [14]. In our study we did not find differences in the activity of selected muscles in particular positions among the subjects with flat feet and those with proper foot arches. We were not able to measure the functional potential of tibialis posterior or any other longus and brevis muscles which are located deeper in the foot. Therefore, further research on a lar-

gło mieć znaczący wpływ na zachowanie dobrej siły mięśni. Można przypuszczać, że różnice te będą większe u osób starszych, nie prowadzących aktywnego stylu życia lub osób prezentujących skrajne płaskostopie z bardzo niskim kątem Clarke'a.

Istnieje wiele badań potwierdzających, że wady stóp i zaburzenia ich wysklepienia ściśle wiążą się ze schorzeniami kończyny dolnej. Ryzyko uszkodzenia może wzrosnąć przy nieprawidłowej aktywności mięśni krótkich i długich stopy oraz mięśni podudzia. Autorzy podkreślają, że postawa całego ciała zależy od prawidłowego wysklepienia łuków stopy [14]. W tutejszej pracy nie wykryto różnic w pracy wybranych mięśni w wybranych pozycjach w stopie płaskiej i prawidłowo wysklepionej. Nie mieliśmy możliwości zmierzenia potencjału czynnościowego m.tibialis posterior ani innych mm długich i krótkich stopy, które są głębiej położone. Należałoby zatem przeprowadzić badanie na większej grupie i szukać asymetrii w mięśniach głębiej bądź wyżej położonych oraz zwrócić uwagę na stabilizację centralną badanych pacjentów.

Wnioski

W przeprowadzonym eksperymencie nie potwierdzono wpływu wielkości wysklepienia łuków stopy na aktywność elektromiograficzną badanych mięśni podudzia i stopy. Zmiany w wysokości wysklepienia stopy nie współlistnieją ze zmianami wartości momentów sił zginaczy i prostowników stawu skokowego. Ponieważ wartość amplitudy sygnały sEMG dla mięśni gastrocnemius i peroneus longus była wyższa w pozycji na palcach jednej stopy i podczas wciskania pierwszej kości śródstopia w podłoże, można zatem powiedzieć że pomiar maksymalnych momentów sił prostowników i zginaczy stawu skokowego na urządzeniu JBA Staniak nie był pomiarem MVC dla badanych mięśni. Ponieważ mięsień trójgłowy łydki jest głównym zginaczem podeszwowym stopy, można zatem przypuszczać że większe wartości momentu siły można byłoby uzyskać przy warunkach pomiarowych podczas stania na palcach jednej kończyny. Elektromiografia może posłużyć jako narzędzie do oceny przyczyny powstania płaskostopia, potwierdzając lub wykluczając wpływ mięśni na wystąpienie tej wady. Nie wykluczony jest jednak brak zdolności różnicowania obserwowanych stanów ze względu na samą metodę (sEMG) szczególnie w przypadkach małych zmian patologicznych. Ponieważ wielkość wysklepienia stopy ma wpływ na cały łańcuch biomechaniczny, zmian w napięciu i sile mięśniowej można szukać w wyższych segmentach ciała.

ger sample size is necessary to seek asymmetry in muscles located deeper or higher and focus on central stability of the examined patients.

Conclusions

This research did not confirm the influence of foot arches on electromyographic activity of the examined lower leg and foot muscles. Changes in foot arches do not coexist with changes in the values of torques of ankle flexors and extensors. Due to the fact that the values of sEMG for gastrocnemius and peroneus longus were higher in the position of standing on tiptoe and pressing the first metatarsal head to the ground, it may be concluded that the measurements of ankle extensor and flexor torques made with JBA Staniak equipment were not the MVC measurements for these muscles. Because triceps surae is the main foot flexor, it may be assumed that bigger values of torque might be achieved in one-leg standing on tiptoe. Electromyography may serve as a tool for assessing the causes of flat feet, confirming or ruling out the influence of muscles on the occurrence of this fault. However, differentiating the diagnosed faults may not be possible due to the fact that the same method (sEMG) is used, especially regarding small pathologies. Because the size of a foot arch influences the whole biomechanical chain, changes in muscle tone and strength may be sought in higher body segments.

Piśmiennictwo/References

1. Folga B, Radziszewski K. Postępowanie profilaktyczno- rehabilitacyjne w płaskostopiu. *Post Med Klin i Wojsk* 2008;66-70.
2. Pauk J, Ezerskiy V, Rogalski M. Wpływ czynników epidemiologicznych na występowanie stopy płaskiej u dzieci. *Fizjo* 2010;2(18):1-13.
3. Chang JS, Chang JS, Kwon YH, Kim CS, Ahn SH, Park SH. Differences of ground reaction forces and kinematics of lower extremity according to landing height between flat and normal feet. *Back Musc Rehab* 2012;12(1):21-6.
4. Kamiya T, Uchiyama E, Watanabe K, Suzuki D, Fujimiya M, Yamashita T. Dynamic effect of tibialis posterior muscle on arch of the foot during cyclic axial loading. *Clin Bio* 2012;10(27):6-9.
5. Cytowicz-Karpiłowska W, Karpiłowski B. Ćwiczenia właściwe i niewłaściwe w korekcji płaskostopia. *Wych Fiz i Zdrow* 2007; 6:15-17.
6. Binek E, Olszewski J. Stopy z obniżonym wysklepieniem jako współczesny problem interdyscyplinarny. *Kwart Ortop* 2012;1-2.
7. Fallon JB, Bent LR, McNulty PA, Macefield VG. Evidence for strong synaptic coupling between single tactile afferents from the sole of the foot and motoneurons supplying leg muscles. *Journ of Neuro* 2005;45-48.
8. DiGiovanni Ch, Greisberg J. Stopa i staw skokowo-goleniowy. Wrocław: Elsevier Urban&Partner; 2010.
9. Galiński J, Piejko A, Zieliński J. Przegląd wybranych metod oceny stóp człowieka. *Wych Fiz i Zdrow* 1996;1:36-40.
10. Kapandji IA. Anatomia funkcjonalna stawów kończyna dolna. Wrocław: Elsevier Urban & Partner; 2013.
11. Basmajian J. The role of muscle in arch support of the foot, an electromyography study. *Bone Joint Surgery* 1965:33-36.
12. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Res* 2009; 2:1-9.
13. Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: A systematic review. *Gait Post* 2009;29:172-187.
14. Redmond AC, Crane YZ, MenzHB. Normative Values for the Foot Posture index. *J Foot Ankle Research* 2008:3-6.