

fizjoterapia polska

POLISH JOURNAL OF PHYSIOTHERAPY

OFICJALNE PISMO POLSKIEGO TOWARZYSTWA FIZJOTERAPII

THE OFFICIAL JOURNAL OF THE POLISH SOCIETY OF PHYSIOTHERAPY

NR 2/2021 (21) KWARTALNIK ISSN 1642-0136

Physiotherapy in patients with congenital hemorrhagic diathesis in the material of the systemic rehabilitation department

Fizjoterapia u chorych na wrodzone skazy krwotoczne w materiale oddziału rehabilitacji ogólnoustrojowej

Pain among women with primary dysmenorrhea

Dolegliwości bólowe u kobiet z pierwotnym zespołem bolesnego miesiączkowania

ZAMÓW PRENUMERATĘ!

SUBSCRIBE!

www.fizjoterapiapolska.pl

prenumerata@fizjoterapiapolska.pl



mindray

healthcare within reach

ULTRASONOGRAFIA W FIZJOTERAPII



Mindray Medical Poland Sp. z o. o.
ul. Cybernetyki 9, 02-677 Warszawa

+48 22 463 80 80
info-pl@mindray.com

MindrayPoland
mindray.com/pl



Zawód Fizjoterapeuty dobrze chroniony

Poczuj się bezpiecznie



INTER Fizjoterapeuci

Dedykowany Pakiet Ubezpieczeń

Zaufaj rozwiązaniom sprawdzonym w branży medycznej.

Wykup dedykowany pakiet ubezpieczeń INTER Fizjoterapeuci, który zapewni Ci:

- ochronę finansową na wypadek roszczeń pacjentów
— **NOWE UBEZPIECZENIE OBOWIĄZKOWE OC**
- ubezpieczenie wynajmowanego sprzętu fizjoterapeutycznego
- profesjonalną pomoc radców prawnych i zwrot kosztów obsługi prawnej
- odszkodowanie w przypadku fizycznej agresji pacjenta
- ochronę finansową związaną z naruszeniem praw pacjenta
- odszkodowanie w przypadku nieszczęśliwego wypadku

Nasza oferta była konsultowana ze stowarzyszeniami zrzeszającymi fizjoterapeutów tak, aby najskuteczniej chronić i wspierać Ciebie oraz Twoich pacjentów.

► Skontaktuj się ze swoim agentem i skorzystaj z wyjątkowej oferty!

Towarzystwo Ubezpieczeń INTER Polska S.A.

Al. Jerozolimskie 142 B

02-305 Warszawa

www.interpolska.pl

inter
UBEZPIECZENIA

TANITA

ZAUFANIE profesjonalistów



Światowy lider w dziedzinie analizy składu ciała metodą BIA

Kompleksowa analiza składu ciała wykonywana jest w około 30 sekund, a wyniki przedstawiane są na przejrzystym raporcie. Produkty profesjonalne TANITA wykorzystywane są przez ośrodki badawcze, centra diagnostyczne, kluby piłkarskie, placówki rehabilitacyjne, osoby pracujące ze sportowcami różnych dyscyplin na całym świecie.



Zobacz więcej na: www.tanitapolska.pl

Zaawansowana technologia diagnostyczna dla profesjonalistów, idealna w pracy z pacjentami

Systemy MICROGATE umożliwiają kompleksowe testy zdolności motorycznych i analizy chodu, wspomagając diagnozę, ocenę postępów oraz proces rehabilitacji. Modelowanie programów rehabilitacyjnych i kontrola procesu rehabilitacji są ułatwione dzięki obiektywnej ocenie sposobu ruchu, wykrywaniu problematycznych obszarów, ocenie biomechanicznych braków oraz ocenie asymetrii.

Parametry pomiarowe:

- fazy chodu lub biegu • długość kroku • prędkość i przyspieszenie
- równowaga i symetria ruchu • wideo Full HD

... i wiele innych w zależności od przeprowadzonych testów.

W połączeniu z systemem urządzeniem GYKO, mamy możliwość oceny stabilności dynamicznej tułowia podczas chodu/biegu, analizę skoku, analizę stabilności posturalnej, analizę w zakresie ruchomości stawów (ROM), ocenę siły mięśniowej, oraz ewaluację pacjenta.

Zobacz więcej na: www.microgatepolska.pl



Flywheel Training - trening siłowy i rehabilitacja z użyciem zmiennej bezwładności kół zamachowych.

kBox4 pozwala na wykonywanie skutecznych, standardowych ćwiczeń, a także zaawansowanych metod treningu ekscentrycznego i koncentrycznego, umożliwiając uzyskanie indywidualnych efektów – poprawienia ogólnego stanu zdrowia, wyników sportowych, rehabilitacji, oraz zapobiegania urazom.

Jedną z głównych zalet treningu z użyciem koła zamachowego jest możliwość skupienia się na ekscentrycznym przeciążeniu. Zwiększenie oporu poprzez skurcz ekscentryczny, jest skuteczną metodą poprawy siły i stabilności – aspektów treningu tak ważnych dla osób żyjących z niepełnosprawnością.

Seria dostępnych uchwytów i uprząży sprawia, że na jednej platformie mamy możliwość przeprowadzenia treningu dla wszystkich partii mięśni.

Zobacz więcej na: treningekscentryczny.pl

SPRZEDAŻ I WYPOŻYCZALNIA ZMOTORYZOWANYCH SZYN CPM ARTROMOT®

Nowoczesna rehabilitacja **CPM** stawu kolanowego, biodrowego, łokciowego, barkowego, skokowego, nadgarstka oraz stawów palców dłoni i kciuka.



ARTROMOT-H



ARTROMOT-F

Najnowsze konstrukcje ARTROMOT zapewniają ruch bierny stawów w zgodzie z koncepcją **PNF** (Proprioceptive Neuromuscular Facilitation).

KALMED Iwona Renz
ul. Wilczak 3
61-623 Poznań
www.kalmed.com.pl

tel. 61 828 06 86
faks 61 828 06 87
kom. 601 64 02 23, 601 647 877
kalmed@kalmed.com.pl

Serwis i całodobowa
pomoc techniczna:
tel. 501 483 637
service@kalmed.com.pl



ARTROSTIM
FOCUS PLUS

10-11.09.2021, Kraków

Reha INNOVATIONS

Fizjoterapia. Nowoczesna diagnostyka. Odnowa biologiczna

ZOSTAŃ WYSTAWCĄ!



mindray

healthcare within reach

ULTRASONOGRAFIA

W FIZJOTERAPII



Mindray Medical Poland Sp. z o. o.
ul. Cybernetyki 9, 02-677 Warszawa

+48 22 463 80 80

info-pl@mindray.com

MindrayPoland

mindray.com/pl

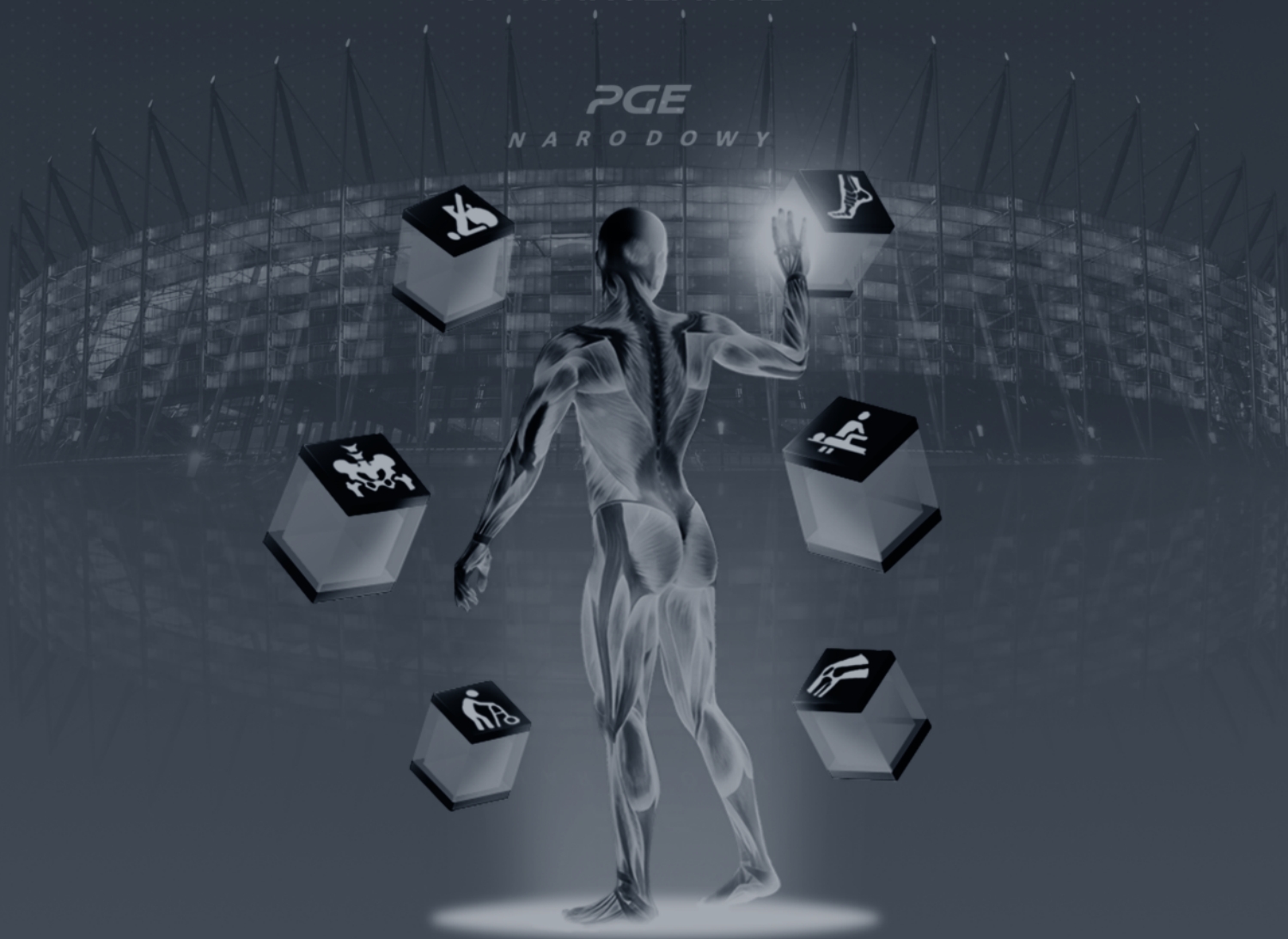
22.09.2021
II EDYCJA
PGE NARODOWY

REHA  **TRADE
SHOW 2**

DOŁĄCZ DO LIDERÓW

BRANŻY REHABILITACYJNEJ

**JEDYNE TARGI REHABILITACJI B2B
W WARSZAWIE**



WWW.REHATRADE.PL

PARTNER STRATEGICZNY:



PARTNER:



PATRONI HONOROWI:



Startuj z najlepszymi

Aparatura dla:

- Medycyny sportowej
- Fizjoterapii
- Rehabilitacji

Umów się na darmowe
testy aparatów!



METRUM CRYOFLEX wspiera kondycję Narodowej Kadry Skoczków Narciarskich

dostarczając sprzęt do fizjoterapii.



Partner PZN

Dzień 9 lipca 2020 roku był dla METRUM CRYOFLEX wyjątkowy, ponieważ właśnie w tym dniu firma została partnerem Polskiego Związku Narciarskiego. Dla polskiej marki, od ponad 29 lat produkującej nowoczesny sprzęt do rehabilitacji i fizjoterapii, była to duża nobilitacja, ale też dodatkowa motywacja do dalszego rozwoju.

Cała załoga METRUM CRYOFLEX od zawsze trzymała kciuki za Narodową Kadrę Skoczków Narciarskich, a od lipca 2020 roku może wspierać ich również sprzętowo.

Skoczkowie polskiej kadry są pod doskonałą opieką profesjonalnego sztabu, który codziennie dba o ich dobrą kondycję i zdrowie. METRUM CRYOFLEX poprzez podpisaną umowę stało się częścią tego medalowego zespołu, a dostarczony przez nich sprzęt pomaga w regeneracji skoczków po obciążających treningach i zawodach, umożliwiając szybki powrót do formy.

Fizjoterapia jest nieodzownym składnikiem sukcesu we współczesnym sporcie, ponieważ przed sportowcami stawia się coraz wyższe wymagania. Muszą oni walczyć nie tylko z rywalami, ale także z wydajnością własnego organizmu. Z pomocą przychodzą nowoczesne urządzenia do fizjoterapii i rehabilitacji, które dają wytchnienie zmęczonym mięśniom, przyspieszając ich regenerację i likwidując bóle.

Oferta METRUM CRYOFLEX obejmuje aparaty do fizjoterapii i rehabilitacji, m.in.:

- aparaty do terapii skojarzonej (elektroterapia + ultradźwięki),
- aparaty do kriostymulacji miejscowej,
- aparaty do presoterapii (drenaż limfatyczny),
- aparaty do terapii ultradźwiękami,
- aparaty do elektroterapii,
- aparaty do laseroterapii,
- aparaty do terapii falą uderzeniową,
- aparaty do terapii wibracyjnej.



Pełna oferta:



Dostępne tylko na djstudio.shop.pl



25 lat – Życie bez bólu. Międzynarodowy Dzień Inwalidy w Zgorzelcu

Zdrowe Dzieci – Zdrowa Europa, Wielka nauka dla małych pacjentów

pod redakcją

Zbigniewa Śliwińskiego i Grzegorza Śliwińskiego

przy współpracy redakcyjnej

Zofii Śliwińskiej

Ponad 1000 zdjęć
ilustruje 25 edycji

Przedmowy

- Aleksander Sieroń
- Leszek Karbowski

O Konferencji

- Jan Szczegielniak
- Marek Kiljański

Rozdział I

- Wstęp. Krótka historia

O Konferencji

- Rafał Gronicz

Rozdział II

- Pierwsze kroki. Lata 1991–1995

O Konferencji

- Kazimierz Janik

Rozdział III

- Rozpędzamy się. Lata 1996–2007

O Konferencji

- Piotr Machaj

Rozdział IV

- Okrzepliśmy, ale nie zwalniamy. Lata 2008–2018

Rozdział V

- Dotarliśmy do 25. edycji obchodów MDI

Galerie zdjęć

- 2008–2019

Assessment of the impact of prosthetic foot support flexibility on gait in a patient after lower limb amputation at thigh level

Ocena wpływu elastyczności podparcia stopy protezowej na chód u pacjenta po amputacji kończyny dolnej na poziomie uda

Mateusz Curyło^{1(A,B,C,D,E,F,G)}, Agnieszka Ciukso^{2(A,B,C,D,E,F)}, Marcin Zaczek^{3(A,B,E,C)}, Damian Szubski^{4(D,F,G)}, Łukasz Strzępek^{5(D,F)}, Bolesław Karwat^{6(D,F)}, Jan W. Raczkowski^{1(D,F)}

¹Uniwersytet Medyczny w Łodzi / Medical University of Lodz, Poland

²Zakład Adaptowanej Aktywności Fizycznej i Sportu, Katedra Fizjoterapii, Wydział Nauk o Zdrowiu w Katowicach, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach / Department of Adapted Physical Activity and Sport, Chair of Physiotherapy, School of Health Sciences in Katowice, Medical University of Silesia, Katowice, Poland

³Politechnika Warszawska, Wydział Mechatroniki, Instytut Mikromechaniki i Fotoniki, Zakład konstrukcji urządzeń Precyzyjnych, Warszawa /

Warsaw University of Technology, Faculty of Mechatronics, Institute of Micromechanics and Photonics, Department of Precision Devices Construction, Warsaw, Poland

⁴Polskie Towarzystwo Protetyki i Ortotyki Narządu Ruchu / Polish Society of Prosthetics and Orthotics of the Locomotor System

⁵Szpital Bocheński, Oddział Chirurgii Ogólnej i Urazowej z Pododdziałem Chirurgii Urazowo-Ortopedycznej, Bochnia /

Bochnia Hospital, Department of General and Trauma Surgery with the Department of Trauma and Orthopedic Surgery, Bochnia, Poland

⁶Akademia Górniczo-Hutnicza im. Stanisława Staszica w Krakowie / AGH University of Science And Technology, Kraków, Poland

Abstract

Objective. The article presents the results of experimental studies, the main objective of which was to determine how the degree of flexibility of the lower limb prosthesis support system impacts the pattern of secondarily learned gait in a patient after amputation. **Material and methods.** The study was carried out on a patient (35-year-old man) after lower limb amputation at the level of 1/3 of the proximal femur, who followed a previously planned walking path. Inclusion criteria: gender F and M, amputation at 1/3 of the proximal femur, age below 40, traumatic amputation, average level of activity, use of a prosthesis for at least one year. Exclusion criteria: age over 40, amputations below 1/3 of the proximal femur, amputations for vascular reasons, activity level below average, use of a prosthesis for under one year. During the study, the patient was equipped with three support systems corresponding to three degrees of flexibility of the prosthetic foot (soft, medium, hard). Biomechanical data during gait was collected using FlexinFit by Sensor Medica for assessing the pressure between the foot and the inside of the shoe.

Results. In the entire gait cycle, the support phase on the healthy limb was the longest. The hard support system generates the greatest asymmetry of the transferred loads between the limbs. In this support variant, the difference in load between the healthy limb and the amputated limb was 1,330 kg/m², which represented an asymmetry of 21%. In terms of load distribution, the best support was medium support - medium support flexibility, for which the difference in load between the healthy limb and the amputated limb was 770 kg/m², which was an asymmetry of 12%.

Conclusions. When designing a prosthesis for people after lower limb amputation, it is crucial to correctly adjust its features to the individual needs of each patient (adjusting prosthesis kinematics, adjusting support system stiffness), so that gait is possibly closest to normal with low energy demand.

Key words:

lower limb amputation, gait analysis, prosthetic gait, prosthetic rehabilitation

Streszczenie

Cel. Praca przedstawia wyniki z badań doświadczalnych, których głównym celem było określenie, w jaki sposób stopień elastyczności układu podparcia protezy kończyny dolnej wpływa na wzorzec wtórnie wyuczonego chodu u pacjenta po amputacji.

Materiał i metody. Badanie zrealizowano z udziałem pacjenta (35-letni mężczyzna) z amputacją kończyny dolnej na poziomie 1/3 bliższej kości udowej, który pokonywał zaplanowaną wcześniej ścieżkę chodu. Kryteria włączenia: płeć K i M, amputacja na poziomie 1/3 bliższej uda, wiek poniżej 40. r.ż., amputacja urazowa, poziom aktywności średni, korzystanie z protezy co najmniej rok. Kryteria wyłączenia: wiek powyżej 40. r.ż., amputacje poniżej poziomu 1/3 bliższej uda, amputacje z przyczyn naczyniowych, poziom aktywności niższy od średniego, korzystanie z protezy poniżej jednego roku. W trakcie badania pacjent był zaopatrzony w trzy układy podparcia, odpowiadające trzem stopniom elastyczności stopy protezowej (miękkiej, średniej, twardej). Dane biomechaniczne w trakcie chodu zebrano za pomocą systemu oceny nacisków pomiędzy stopą a wnętrzem buta – FlexinFit firmy Sensor Medica.

Wyniki. W całym cyklu chodu faza podporu na kończynie zdrowej trwała najdłużej. Układ podparcia o charakterystyce twardej generuje największą asymetrię przenoszonych obciążeń między kończynami. W tym wariantcie podparcia różnica obciążenia między kończyną zdrową a kończyną amputowaną wynosiła 1330 kg/m², co stanowiło asymetrię na poziomie 21%. Pod względem rozkładu obciążenia najlepsze okazało się podparcie o charakterystyce średniej – średnia podatność podparcia, dla których różnica obciążenia między kończyną zdrową a kończyną amputowaną wynosiła 770 kg/m², co stanowiło asymetrię na poziomie 12%.

Wnioski. Podczas projektowania protezy dla osób po amputacji kończyny dolnej kluczowe jest prawidłowe dopasowanie jej cech do indywidualnych potrzeb pacjenta (regulacja kinematyki protezy, dostosowanie sztywności układu podparcia), by chód był najbliższy prawidłowemu z małym zapotrzebowaniem energetycznym.

Słowa kluczowe:

amputacja kończyny dolnej, analiza chodu, chód protetyczny, rehabilitacja protetyczna

Introduction

Gait is one of the forms of locomotion that involves alternately losing and regaining balance in the alternating phases of support and transfer. Unlike running, gait is a process of moving in which at least one foot is always in contact with the ground [1, 2, 5, 6]. Normal gait is described as the result of the interaction of many elements of the musculoskeletal system. It includes endurance of the skeletal system, effectiveness of the nervous system, and efficiency of the muscular system [3, 4, 7, 8, 9]. The locomotive activity in the form of walking is generated by the central nervous system, and information about the need to move is transmitted to the muscles through the corticospinal tract. Walking is one of the basic forms of locomotion when satisfying life needs [10, 11, 12]. It is therefore important to monitor and diagnose gait parameters, especially in people with reduced mobility, e.g. as a result of limb amputation. The study of gait parameters as well as internal and external factors impacting the gait pattern allows for the definition of guidelines related to the process of gait re-education so that this process is carried out in a biomechanically correct and energetically optimal manner [13, 15, 16]. Therefore, the knowledge about the impact of support flexibility in the prosthetic foot on the quality of gait becomes crucial. This article presents the results of preliminary studies on the impact of support flexibility in a prosthetic foot on the gait pattern of a patient after lower limb amputation at thigh level. The study focuses on the analysis of the load on the lower limbs and the duration of individual phases in the gait cycle for different values of prosthetic foot support flexibility. Finding the most favourable support stiffness for a given type of gait will allow for the selection of the appropriate prosthetic equipment or sufficiently stiff inserts, so that gait is biomechanically closest to the normal pattern. Biomechanically normal gait reduces the risk of locomotor injuries and energy demand [14, 18, 19].

Material and methods

The study involved gait analysis in a patient after lower limb amputation caused by accidental damage to the locomotor apparatus at the level of 1/3 of the proximal femur. The study participant was equipped with a measuring system that measured the reactions of the foot platform in relation to footwear. At the same time, the changes in position were measured with the use of an accelerometer, thus determining the trajectory of the limb movement. The gait analysis included measurements on a 10 m section of a straight road on a flat linoleum surface.

Inclusion criteria: gender W and M, 18 years of age < patient's age < 40 years of age, amputation at the level of 1/3 of the proximal femur, traumatic amputation, average activity level, use of a prosthesis for at least one year, consent to participate in the study.

Exclusion criteria: 18 years of age > patient age > 40 years of age, amputation below the level of 1/3 of the proximal femur, amputation for vascular reasons, congenital defects of the musculoskeletal system, having a hip replacement, bilateral amputation, activity level lower than average, using a prosthesis for less than one year, no consent or withdrawal of consent to participate in the study.

The participant of the study was a 35-year-old man weighing 80 kg after amputation of the lower right limb at thigh level, using a Sach foot prosthesis and a Streifeneder knee prosthesis model 3A25 on a daily basis. The patient has been wearing the prosthesis for five years. He wears shoes size 40 EU. The stability of the prosthetic knee in the support phase is achieved thanks to polycentric kinematics. The extension support and axial friction in the prosthetic knee joint are adjustable. During the tests, both the walking speed and the energy expenditure, which did not exceed 5.5–7.5 kcal/min, were controlled.

During the study, the patient performed two activities for each of the tested prosthetic feet. The first activity was an attempt to statically stand for 20 seconds with a pressure registration frequency of 400 Hz. The second activity was a dynamic test consisting in performing a series of walking cycles along the designated track at the same speed. The length of the entire track was 10 m and at the same time it was the entire measuring section with an average walking speed of 5-6 km/h. At this speed, the participant felt the highest walking comfort during the performance of tasks. The patient was equipped with three support systems of different flexibility (soft, medium, hard).

Soft prosthesis foot

The patient was equipped with a lower limb prosthesis with a highly flexible platform – a “soft” foot with a so-called stiff ankle joint. The soft value of support flexibility in the foot should be understood as the deformation of the foot platform in the sagittal plane by 3% of its length under the static weight of the user.

Medium prosthetic foot

The test was repeated with the use of a prosthetic foot with a medium value of support flexibility. Medium susceptibility to deformation in the foot should be understood as deformation of the foot platform in the sagittal plane by 2% of its length under the static weight of the user.

Hard prosthetic foot

The third test was made with a prosthetic foot with a hard support value. The hard value of support flexibility in the foot should be understood as the deformation of the foot platform in the sagittal plane by a value of <1.5% of its length under the static weight of the user.

The study was conducted in the form of three tests. The study participant was equipped with a measuring device – a sensory system for assessing the pressure between the foot and the inside of the shoe – FlexinFit by Sensor Medica [Sensorized System for the Evaluation of the Foot Pressure Inside the Shoe] (Fig.1). The measurement itself involved placing an active insert, which included 214 resistance sensors per foot. These sensors recorded data with a frequency of 25-50 Hz in the measuring range of 0-100 N/cm² with a sensitivity of 0.1 N with a 10-bit converter. In this way, the points of maximum pressure of the foot on the ground, the duration of individual phases of gait and the distribution of pressure on the entire contact surface of the foot with the ground were recorded. The results obtained during the gait analysis were averaged and the tests for each support flexibility were compared with each other.

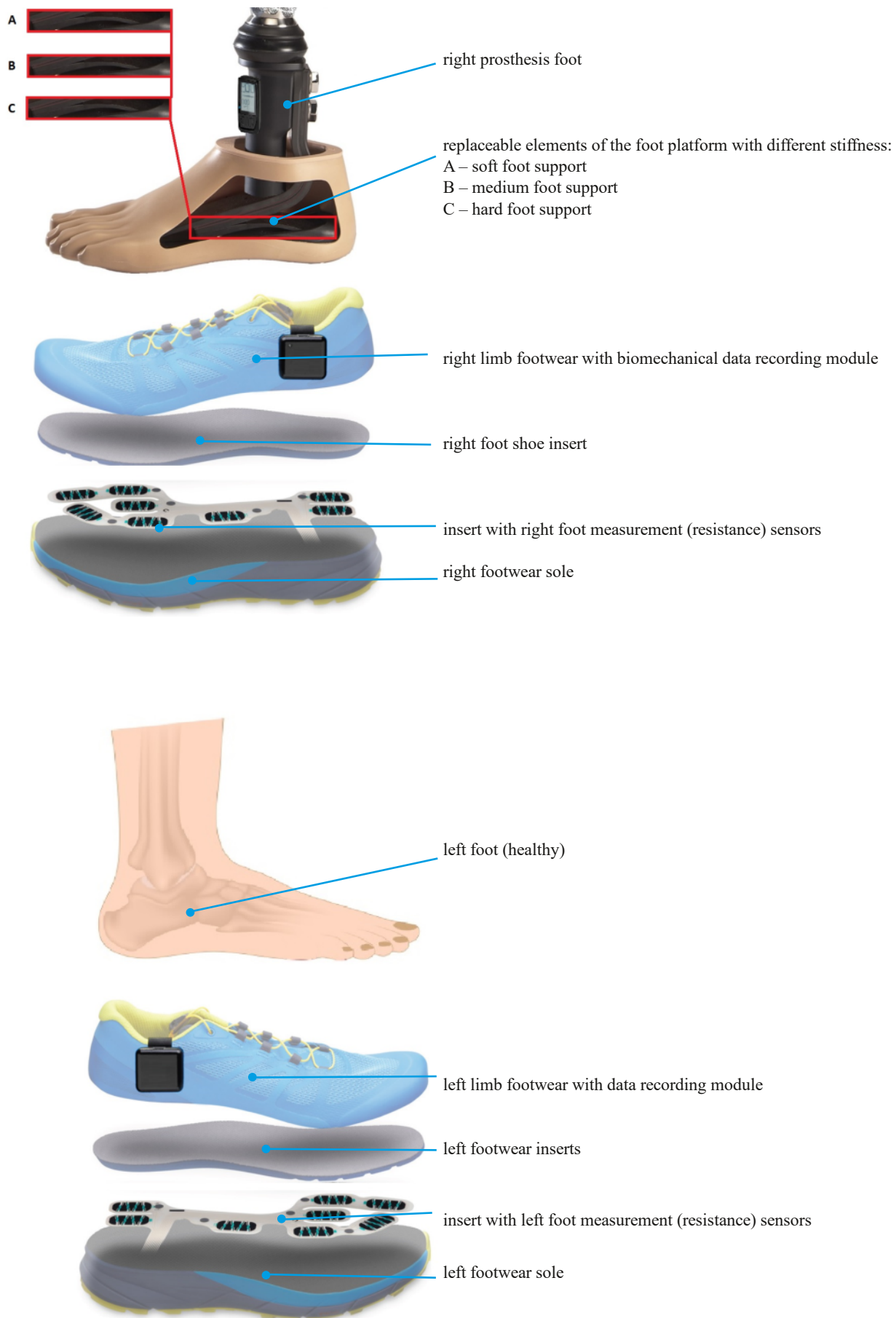


Fig. 1. Structure of registration of biomechanical measurements during the study, Source: Sensor Medica

Individual tests differed only in the value of support flexibility in the foot prosthesis. The change in the value of flexibility in the prosthetic foot was carried out by replacing the foot platform. Three different prosthetic foot platforms with different flexibility have been developed. To ensure the repeatability of the reference conditions, the geometry of the prosthetic foot platform was the same for all flexibility values. Three tests were performed for: soft, medium and hard foot support flexibility.

Results

The study resulted in the collection of the results of static tests and dynamic tests for three types of support in the prosthetic foot. All the obtained test results were averaged. The obtained biomechanical parameters from individual gait tests were analysed in relation to the time distribution for individual gait phases. To simplify the analysed gait cycles, it was divided into four main phases using the simplified gait description according to Rancho Los Amigos Hospital Gait Laboratory [2, 20, 21]. Full foot load was assumed to be the beginning of the cycle:

Phase I: full foot load – swing,

Phase II: initial contact, the heel of the foot touches the ground,

Phase III: transferring body weight to the foot – breaking contact with the ground by the other foot (loading response),

Phase IV: full foot load – pelvis crosses the support plane (terminal stance).

For such a simplified description of the gait cycle, the percentage share of individual gait phases in the gait cycle was determined. The obtained biomechanical parameters of gait for soft support flexibility in the prosthetic foot are summarized in Table 1.

Table 1. Numerical values of the gait parameters obtained for soft support

Soft support flexibility in the foot 3%					
	Value	Amputated Standard deviation	Value	Left Standard deviation	Units
Phase I	0	0.00005	0.025	0.00045	s
	0	0.00005	2	0.04000	%
Phase II	0.225	0.00405	0.1	0.0018	s
	26	0.52000	10	0.20000	%
Phase III	0.65	0.01170	0.7	0.01260	s
	74	1.48000	68	1.36000	%
Phase IV	0	0.00005	0.2	0.0036	s
	0	0.00005	20	0.40000	%
P max	25960	545.16	25040	525.84	kg/m ²
P mean	5070	101.40	5970	119.40	kg/m ²
Speed	198	37.620	325	6.175	mm/s

Similarly, the results of the tests obtained during the gait assessment with the foot platform, corresponding to medium support flexibility, are presented and summarized in Table 2.

Table 2. Numerical values of the gait parameters obtained for medium support

<i>Medium support flexibility in the foot 2%</i>					
	Value	Amputated Standard deviation	Value	Left Standard deviation	Units
Phase I	0	0.00005	0.025	0.00045	s
	0	0.00005	3	0.06000	%
Phase II	0.4	0.00720	0.025	0.00050	s
	42	0.84000	3	0.05400	%
Phase III	0.55	0.09900	0.475	0.00950	s
	58	1.16000	66	1.18800	%
Phase IV	0	0.0005	0.2	0.00400	s
	0	0.0005	28	0.50400	%
P max	20080	421.68	20680	434.28	kg/m ²
P mean	5270	105.40	6040	120.80	kg/m ²
Speed	251	4.769	733	13.927	mm/s

The results of the tests obtained during the assessment of gait with the foot platform corresponding to hard support flexibility are summarized in Table 3.

Table 3. Numerical values of the gait parameters obtained for hard support

<i>THard support flexibility in the foot <1.5%</i>					
	Value	Amputated Standard deviation	Value	Left Standard deviation	Units
Phase I	0	0.00005	0.025	0.00045	s
	0	0.00005	4	0.08000	%
Phase II	0.35	0.0063	0.05	0.00100	s
	7	0.14000	8	0.14400	%
FPhase III	4.475	0.08055	0.425	0.00765	s
	93	1.86000	65	1.30000	%
Phase IV	0	0.00005	0.15	0.00270	s
	0	0.00005	23	0.46000	%
P max	19040	399.84	21200	445.20	kg/m ²
P mean	4880	97.60	6210	124.20	kg/m ²
Speed	181	3.439	523	9.937	mm/s

Discussion

The conducted study was aimed at showing how the flexibility of prosthetic foot support impacts the gait pattern. During the study, it was observed that in the healthy limb, two phases are dominant in relation to the amputated limb. The phase related to the initial contact of the foot with the ground – phase II and the transfer of body weight to the foot (breaking contact with the ground by the other foot) – phase III. The observed fact proves that an amputee tries to stay as long as possible on the healthy limb while walking. The unequal division of these phases in the gait cycle can overload healthy segments of the locomotor system and lead to secondary injuries. The conducted study has shown that the load on the limbs while walking is not symmetrical. The greatest asymmetry was observed for the average loads with hard support – hard support flexibility in the foot. In this support variant, the difference in load between the healthy limb and the amputated limb was $1,330 \text{ kg/m}^2$, which represented an asymmetry of 21%. In terms of load distribution, medium support turned out to be the best – medium support flexibility in the foot, for which the difference in load between the healthy limb and the amputated limb was 770 kg/m^2 , which was an asymmetry of 12%. For soft support – soft support flexibility in the foot, the difference in load between the healthy limb and the amputated limb was 900 kg/m^2 , which was an asymmetry of 15%. The analysis of the duration of individual phases in the gait cycle for the healthy and amputated limbs showed that the largest discrepancies were recorded for medium support. This parameter was most advantageous when walking with the prosthesis with the greatest flexibility – a “soft” prosthetic foot. The conducted study has shown that excessive stiffness of the foot platform may contribute to the incorrect distribution of the load between the limbs and may increase the asymmetry of the step length, excessive load on the healthy foot, causing a number of negative effects in the locomotor apparatus. Vitali et al. [22] and Przeździecki [23] came to similar conclusions. New scientific publications and the exchange of clinical experiences may contribute to the standardization of procedures in the selection of an appropriate prosthesis as well as proposing other forms of assessing the effectiveness of a given set of prosthetic components [6,17].

Conclusions

Taking into account the results obtained in the study, it is stated as follows:

- the key to achieving gait symmetry is the correct adjustment of the entire prosthesis to the patient's individual features (setting prosthesis kinematics, adjusting its stiffness);
- stiff support in a prosthetic foot causes greater, unfavourable changes in the learned gait pattern than soft support;
- an incorrect gait pattern generates high energy demand;
- the best load distribution is generated while walking with medium support.

The results of preliminary studies on the analysis of support hardness are a prelude to further discussion on the topic of gait analysis in patients after amputation at thigh level. The group of subjects should be larger based on the inclusion criteria. Difficulties related to gathering a homogeneous group are exacerbated by a relatively small number of amputations for traumatic and accidental reasons performed per year in Poland.

In addition, in order for the data to be as reliable as possible, people using a similar knee and foot prosthesis should participate in such a study. These factors significantly narrow the potential group of people who can be included in the study, therefore such recruitment takes time.

Adres do korespondencji / Corresponding author

Mateusz Curyło

e-mail: mateusz_curyło@o2.pl

Acknowledgement.

This study was supported by the Warszawskie Zakłady Sprzętu Ortopedycznego in Warsaw and State Fund For Rehabilitation Of Disabled People.

Piśmiennictwo/ References

1. Behr J., Friedly J., Molton I., Morgenroth D., Jensen M.P., Smith D.G., Pain and pain-related interference in adults with lower-limb amputation: comparison of knee-disarticulation, transtibial, and transfemoral surgical sites, *J. Rehabil. Res. Dev.* 46 (7), 2009: 963-972.
2. Cody L.Mc., Sarah M.Ch., S.J. Morgan, Hafner B.J., Prosthetic limb user experiences with crossover feet: a focus group study to explore outcomes that matter, *Canadian Prosthetics & Orthotics Journal: Canadian Prosthetics & Orthotics Journal*, Vol 1, 2, 2018:1-8.
3. Daven H., Hendrick P., Riberio D., Hale L., Crma L., Asymmetrical movements of the lumbopelvic region: is this a potential mechanism for low back pain in people with lower limb amputation, *Medical hypotheses* 82, 2014:77-85.
4. Degi W., *Ortopedia i rehabilitacja, Wybrane zagadnienia z zakresu chorób i urazów narządu ruchu dla studentów i lekarzy*, PZWL Wydawnictwo Lekarskie, Warszawa 2015,
5. Desrochers, J.; Frengopoulos, Courtney; Payne, Michael W.C.; Viana, Ricardoc; Hunter, Susan W., Relationship between body image and physical functioning following rehabilitation for lower-limb amputation, Relationship between body image and physical functioning following rehabilitation for lower-limb amputation, *International Journal of Rehabilitation Research*, 2019 – Vol. 42 Issue 1, 85-88.
6. Ehde D.M., Smith D.G., Czerniecki J.M., Campbell K.M., Malchow D.M., Robinson L.R., Back pain as a secondary disability in persons with lower limb amputations. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2001 Jun; 82 (6): 731-4.
7. Franchignoni F., Monticone M., Giordano A. and Barbara Rocca B., Rasch validation of the prothetic mobility questionnaire: A new outcome measure for assessing mobility in people with lower limb amputation, *J. Rehabil. Med.* 2015, 47: 460-465.
8. Gallagher P., O'Donovan M-A., Doyle A., Desmond D., Environmental barriers, activity limitations and participation restrictions experienced by people with major limb amputation. *Prosthet. Orthot. Int.* 2011; 35: 278-284.
9. Geoffrey Balkman G., Morgan S., Gaunaud I., Kristal D., Amtmann D., Gailey R., Hafner B.J., Performance testing in people with lower limb amputation: interviews with prosthetists, physical therapists, and physicians, *Cadnadian Prosthetics & orthotics Journal*, vol 1,2 2018:26-29.
10. Glaser J.D., Bensley R.P., Hurks R., Dahlberg S., Hamdan A.D., Wyers M.C., Chaikof E.L., Schermerhorn M.L., Fate of the contralateral limb after lower extremity amputation. *Journal of Vascular Surgery*Vol. 58, 2013: 1571-1577.
11. Guest F., Colette Marshall C., Stansby G., Amputation and rehabilitation, *Sugery (Oxford)* vol. 37, 2, 2019:102-105.
12. Łuczak E., Słaba S., Rochmiński R., Rżewska E., Ocena poprawności i sprawności chodu u pacjentów po amputacji kończyny dolnej w obrębie uda. *Acta Bio-Optica et Informatica Medica Inżynieria Biomedyczna*, vol. 20, nr 1. 2014: 29-38.
13. Magnusson L., Nerrolyn Ramstrand N., Eleonor I.F., Ahlström G., Mobility and satisfaction with lower-limb prostheses and ort hoses among users in Sierra Leone: a cross-sectional study, *J. Rehabil. Med.* 2014, 46: 438-446.
14. Miller W.C., Deathe A.B., The influence of balance confidence on social activity after discharge from prosthetic rehabilitation for first lower limb amputation. *Prosthet. Orthot. Int.* 2011; 35: 379-385.
15. Perry, Jacquelin; Slac T; Davids, JR. Gait Analysis: Normal and Pathological Function *Journal of Pediatric Orthopaedics.* 12(6):815, 1992: 816-816.
16. Resnik L., Borgia M., Reliability of outcome measures for people with lower limb amputations: distinguishing true change from statistical error. *Phys. Ther.* 2011; 91: 555-565.
17. Richard Lombard-Vance R., O'Keeffe F., Deirdre Desmond D., Ryall N., Gallagher P., Comprehensive Neuropsychological Assessment of Cognitive Functioning of Adults With Lower Limb Amputation in Rehabilitation, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol.100, 2, 2019: 278-288.
18. Sacha van Twillert, Stuiwe I., Geertzen J.H.B., Functional performance, par ticipa tion and autonomyafter discharge FROM prosthetic rehabilitation: Barriers, facili tators and outcomes, *J. Rehabil. Med.* 2014, 14: 915-923.
19. Wong C., Chen C., Welsh J., Preliminary assessment of balance with the Berg Balance Scale in adults with leg amputations: a Rasch analysis. *Phys. Ther.* 2013; 93: 1520-1529.
20. Wong C., Chihuri S.T., Guohua Li G., Risk of fall-related injury in people with lower limb amputations: a prospective cohort study, *J. Rehabil. Med.* 2016, 48: 80-85.
21. Van Schaik, Loeke; Hoeksema, Sanne; Huvers, Laura F.; Geertzen, Jan H.B.; Dijkstra, Pieter U.; Dekker, Rienk, The most important activities of daily functioning the opinion of persons with lower limb amputation and healthcare professionals differ considerably, *International Journal of Rehabilitation Research*, Vol.43, Issue 1, .82-89,
22. Vitali M., Robinson K.P., Andrews B.G., Harris E.E.: *Amputacje i protezowanie*, PZWL, Warszawa 1985, s. 66.
23. Przeździak B.: *Postępy w zaopatrzeniu protetyczno-ortopedycznym*, *Rehabilitacja Medyczna*, vol. 8 (2), 2004, s. 19-25.