

ORTOPIEZOMETR – Piezoelektryczny system sensoryczny do badań rozkładu nacisku stóp na podłoże w warunkach naturalnych

Streszczenie. Wady stóp są powszechnie występującym zjawiskiem zwłaszcza u dzieci i stanowią poważny problem medyczo - społeczny. Do rozwoju wad stóp przyczynia się brak wiedzy i świadomości rodziców na temat profilaktyki wad postawy ciała. W tym kontekście analiza rozkładu nacisku stóp na podłoże w warunkach naturalnych (dynamicznych) może wspomagać diagnostykę wad stóp i postawy ciała. Celem realizowanego projektu jest opracowanie nowoczesnego systemu do badań rozkładu nacisku stóp i położenia ciała w warunkach naturalnych na bazie opracowanej wcześniej i opatentowanej wkładki diagnostycznej do obuwia. Opracowany system diagnostyczno – rehabilitacyjny będzie przystosowany do wykorzystania w telemedycynie.

Abstract. Foot defects are a common phenomenon especially in children and constitute a serious medical and social problem. The lack of knowledge and awareness of parents about the prevention of body posture defects contributes to the development of foot defects. In this context, the analysis of the distribution of foot pressure on the ground in natural (dynamic) conditions may support the diagnosis of foot defects and body posture. The goal of the project is to develop a modern system for testing the distribution of foot pressure and body position in natural conditions based on a previously developed and patented diagnostic insert for footwear. Developed the diagnostic and rehabilitation system will be adapted for use in telemedicine. (**ORTOPIEZOMETR - Piezoelectric sensoric system for the distribution of the foot pressure to the substrate under natural condition**).

Słowa kluczowe: wady stóp, sensory piezoelektryczne, system diagnostyczno – rehabilitacyjny, telemedycyna.

Keywords: foot defects, piezoelectric sensors, diagnostic and rehabilitation system, telemedicine.

Wstęp

Biorąc pod uwagę trendy demograficzne i starzenie się społeczeństwa, należy spodziewać się w najbliższej przyszłości epidemii przewlekłych chorób układu ruchu. Choroby te są jedną z najczęstszych przyczyn wizyt u lekarza rodzinnego, jedną z głównych przyczyn zwolnień lekarskich, świadczeń rehabilitacyjnych, przedwczesnego przechodzenia na emeryturę, czy rentę. W krajach wnikliwie analizujących koszty chorób szacuje się, że pochłaniają one ponad 2 % PKB. Kraje członkowskie UE są zachęcane w pisemnej deklaracji Parlamentu Europejskiego do wypracowania narodowych programów zapobiegania społecznym i ekonomicznym skutkom chorób układu ruchu. Jednymi z głównych schorzeń układu ruchu są wady stóp. Wady stóp mogą doprowadzić do wad kręgosłupa, bioder i kolan i vice versa. Znajomość nacisków wywieranych przez poszczególne strefy stopy jest bardzo pomocna przy diagnozowaniu zarówno wad stóp jak i wad postawy [1]. Znaczącą wartość nacisku stopy przez poszczególne jej strefy możemy zdiagnozować jedną z najczęściej występujących wad postawy, jakim jest płaskostopie, a także zespół stopy cukrzycowej, starzenie się organizmu, różnego rodzaju ograniczenia sprawności stopy po zabiegach chirurgicznych i inne schorzenia [2-9]. Opracowany system może być również bardzo użyteczny w różnych dziedzinach sportu, a także przy ocenie konstrukcji buta np. pod kątem komfortu chodzenia lub ergonomii [10,11].

Wraz z rozwojem mobilnych technologii komunikacyjnych, pojawił się rynek usług związanych ze zdrowiem. Pojawiła się na rynku i dynamicznie się rozwija oferta usług z zakresu profilaktyki zdrowotnej i kształtowania zachowań prozdrowotnych poczynając od usług telemonitoringu i teleopieki, do usług telemedycznych. Telemedycyna jest specyficzną formą świadczeń opieki zdrowotnej. Wymaga ona ciągłej współpracy i wzajemnego uzupełniania się dwóch dziedzin: medycyny oraz teleinformatyki. Żadna z tych dziedzin nie jest w tym obszarze samowystarczalna. Medycyna dostarcza know-how w zakresie metodyki realizacji świadczeń zdrowotnych

i merytorycznej oceny stanu zdrowia, teleinformatyka dostarcza środków technicznych do realizacji usług, które w normalnych warunkach wymagają, bardziej kosztownej, bezpośredniej interakcji pacjenta z lekarzem. Do głównych problemów hamujących rozwój tego rynku w Polsce należy zaliczyć następujące bariery:

- informacyjną – społeczne odbioru,
- finansową – finansowanie świadczeń zdrowotnych ze środków publicznych,
- współpracy na styku technologie teleinformatyczne – medycyna,
- inwestycyjną – bariera kosztowa zastosowania odpowiednich Technologii i rozwiązań,
- prawną – brak lub niedoskonałość regulacji prawnych.

Podsumowując należy stwierdzić, że stosowanie nowoczesnych technologii w medycynie wiąże się z dużymi nakładami na promocje rozwiązań telemedycznych oraz dostosowanie przekazywanych treści do różnych grup docelowych tak, by były one dla nich przejrzyste i zrozumiałe. Z drugiej strony niewątpliwie rozwiązania telemedyczne zmniejszą koszty opieki zdrowotnej i zwiększą liczbę pacjentów objętych opieką medyczną, co w perspektywie starzejącego się społeczeństwa może znacząco podreperować budżet ochrony zdrowia.

Ponadto, należy zauważyć, że wraz z upływem czasu problem dostępności usług internetowych i barier wiekowych w korzystaniu z nich będzie stopniowo zanikał. Dla obecnych pokoleń na rynku pracy technologie informatyczne są codzienną rzeczywistością. Trzeba również podkreślić, że realizowany przez rząd program informatyzowania i ucyfrowienia administracji publicznej z racji dużych planowanych nakładów na ten cel programowanych w obecnej perspektywie finansowej dla środków Unii Europejskiej będzie przynosił efekty w postaci szybko zmniejszającej się liczby osób i środowisk e-wykluczonych.

Telemedycyna coraz śmielej wkracza również w dziedzinę ortopedii, w szczególności w obszar diagnostyki i rehabilitacji. Wady stóp są powszechnie występującym

zjawiskiem zwłaszcza u dzieci i stanowią poważny problem medyczno - społeczny a nawet cywilizacyjny. Wady stóp i postawy często określane są mianem epidemii XXI wieku. Bagatelizowanie zaburzeń postawy u dzieci w przyszłości może przynieść różnorodne powikłania chorobowe. W ostatnich latach obserwuje się znaczny wzrost występowania wad stóp postawy u dzieci. Statystyki są alarmujące – ponad 80 procent dzieci ma płaskostopie, koślawe kolana i krzywy kręgosłup. Główną przyczyną tego stanu rzeczy należy upatrywać w zmianie naszego trybu życia – z aktywnego ruchowo na siedzący. Nasze dzieci od kilku do kilkunastu godzin dziennie przebywają w pozycji siedzącej. Siedzą w szkole, podczas odrabiania lekcji i zajęć dodatkowych, a kiedy uwolnią się już od obowiązków najchętniej „odpoczywają” również w pozycji siedzącej – czytają, oglądają TV, grają na komputerze. Do rozwoju wad stóp może przyczynić się również brak wiedzy i świadomości rodziców na temat profilaktyki wad postawy ciała. W tym kontekście analiza rozkładu nacisku stóp na podłoże w warunkach naturalnych (dynamicznych) może wspomagać diagnostykę wad stóp i postawy ciała. Odgrywa także ważną rolę w diagnostyce schorzeń układu kostnego, mięśniowego, krążeniowego, neurologicznego a także pozwala na ocenę postępów w rehabilitacji. Wkładka do obuwia jako element pomiarowy powinna być wytworzona z materiałów charakteryzujących się dużą wytrzymałością na zniszczenie ze względu na powtarzalność wyników badań. Musi być nieszkodliwa dla zdrowia oraz zapewniać odpowiedni komfort pacjentowi podczas badania.

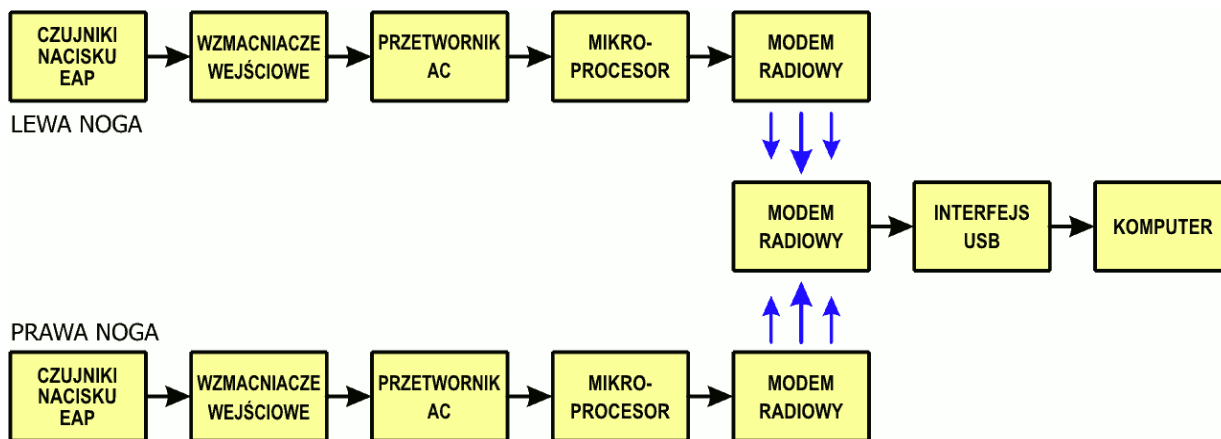
Celem dofinansowanego przez NCBR projektu w ramach POIR jest opracowanie nowoczesnego systemu do badań rozkładu nacisku stóp i położenia ciała w warunkach naturalnych na bazie opracowanej wcześniej i opatentowanej wkładki diagnostycznej do obuwia. System musi umożliwiać badania dwóch stóp równocześnie a także być sprzężony z akcelerometrem określającym położenie ciała. Badania nowoczesnych materiałów pozwolą wybrać te najbardziej odpowiednie do współpracy z polimerowymi czujnikami nacisku i zapewniającymi odpowiednią higienę. Miniaturyzacja układu elektronicznego wpłynie na zmniejszenie rozmiarów układu pomiarowego i nadawczego.

Badania wstępne systemu diagnostyczno - rehabilitacyjnego

Podstawowymi założeniami do konstrukcji systemu były:

1. Minimalizacja wymiarów układu elektronicznego pomiarowo – nadawczego.
2. Zastosowanie interfejsu Bluetooth Low Energy (v4.2) pozwalającego na wymianę danych z dostępnymi na rynku smartfonami, które będą używane jako terminale.
3. Czas pracy systemu bez ładowania akumulatora od 2 do 8 h.
4. Zastosowanie procesora, zoptymalizowanego pod kątem minimalizacji zużycia energii.

Schemat ideowy proponowanego systemu pomiarowego przedstawiono na poniższym rysunku.

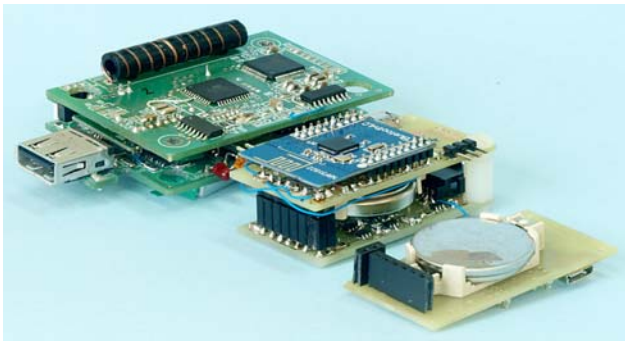


Rys.1. Schemat układu pomiarowo - nadawczego do rejestracji nacisków dwóch stóp równocześnie.

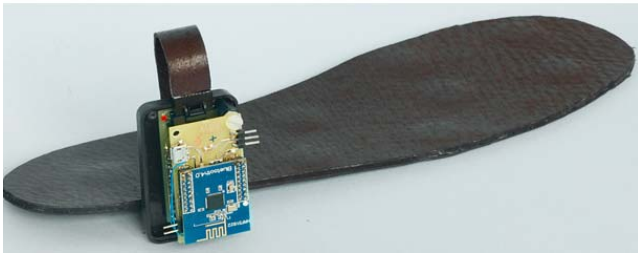
Aby zapewnić odpowiednią synchronizację między oboma torami pomiarowymi, każdy z modułów będzie wyposażony w precyzyjny generator kwarcowy, tak, aby przy czasie pomiaru nieprzekraczającym 5 minut przesunięcie między impulsami wyzwalającymi pomiary dla prawej i lewej stopy było mniejsze, niż jeden okres pomiarowy, to jest 1/60 s. Komputer nadrzędny będzie wydawał jedynie komendę rozpoczęcia i zakończenia pomiaru. Przyjmując takie założenie unikniemy problemów z wahaniami długości interwałów czasowych, generowanych pod kontrolą popularnych systemów operacyjnych. Przyjęcie proponowanego rozwiązania pozwoli na zastosowanie zwykłego komputera klasy PC jako komputera nadrzędnego.

Układ pomiarowy został oparty na wzmacniaczach firmy Linear typu LTC6240 pracujących w układzie konwertera ładunku na napięcie. Ich oporność wejściowa jest na poziomie 1 TOhm, co jest wystarczające dla wyżej określonego sposobu pracy. Ze względu na wymogi układu

pomiarowego są one zasilane dwubiegunowo. Inwerter zbudowany jest w oparciu o układ LM2664. Zużycie prądu przez ośmiokanałowy konwerter wynosi 35 mA. Dążenie do ograniczenia zużycia energii spowodowało rezygnację ze stosowanych w poprzedniej wersji osobnego przetwornika AC i procesora pomiarowego. Zostały one zastąpione przez procesor sterujący radiomodemem. Jest to układ nRF 51822 z firmy Nordic Semiconductor. Jest to układ w standardzie ARM Cortex M0 16MHz wyposażony w 256 kB pamięci Flash i 32 kB pamięci RAM. Zainstalowany przetwornik AC ma rozdzielczość 10 bit. Pobór mocy nie przekracza 10 mA. Kompletny układ zajmuje objętość – 50 x 27 x 18 mm. Do zasilania systemu wykorzystano akumulatory li-ion o pojemnościach rzędu 120 mAh, które limitują zużycie energii przez układy pomiarowe do około 50 mA. W trakcie prac testowane były też akumulatory pastylkowe (coin cells) CP1654 z Varta Microbatteries oraz LIR2450 z Panasonic.



(A)



(B)

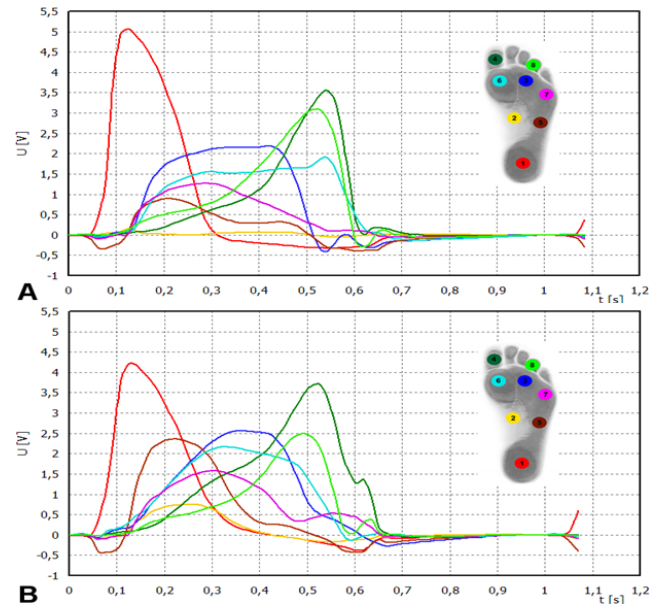
Rys.2. Praktyczna realizacja systemu: A – układ elektroniczny pomiarowo - nadawczy przed i po miniaturyzacji, B – wkładka pomiarowa podłączona do układu pomiarowo - nadawczego.

Podstawowym elementem badanych wkładek pomiarowych zbudowanych z różnych materiałów są czujniki z piezoelektrycznej folii PVDF, umieszczone pomiędzy dwiema foliami nośnymi z poliestru, o dużej wytrzymałości mechanicznej. W części wewnętrznej nadrukowane są elektrody i ścieżki łączące czujniki z elektroniką. Na zewnątrz nadrukowane są ekrany połączone z masą. Folie połączone za pomocą kleju o właściwościach izolacyjnych. Na górnej i dolnej części w miejscu umieszczenia czujników, znajdują się elementy usztywniające w postaci metalowych blaszek. Zapewniają one prawidłowy pomiar nacisku stopy, zapobiegając rozciąganiu się czujników.

Dobór materiałów prowadzono pod kątem budowy spodniej i wierzchniej części wkładki pomiarowej, tj. pod i nad elementem zawierającym czujniki. Na spodnią warstwę wkładki wytypowano skóry naturalne o grubości od 0,5 do 2 mm oraz materiały sztuczne w postaci gumy podeszwowej o grubości 1,0 i 1,5 mm. Na wierzchnią warstwę wytypowano pianki lateksowe o grubości 1 do 2 mm. Wkładki umieszczano w butach sportowych o cienkiej miękkiej podeszwie (tenisówki), by ograniczyć wpływ buta na siłę nacisku stopy, przez poszczególne jej strefy anatomiczne. Badania prowadzono na twardym podłożu (korytarz, podłoga z płytek ceramicznych).

Podczas badań wstępnych, element czujnikowy umieszczono pomiędzy dwiema warstwami skóry naturalnej o grubości 0,5 mm, miękkiej, dlatego, by materiał wkładki jak najmniej wpływał na odwzorowanie nacisku stopy. W celach porównawczych na spód wkładki zastosowano element wykazujący dużą sztywność, to jest laminat o grubości 1 mm. Uśrednione przebiegi z poszczególnych czujników w tych zestawach, zamieszczono na rys. 3.

Na rysunku 3A obserwuje się tylko nieznaczne przepięcia (sygnał ujemny) związane z oddziaływaniem wkładki, podeszwy buta i podłoża, po ustaniu nacisku stopy na dany czujnik. Uznano, że jest to prawidłowe odwzorowanie nacisku poszczególnych anatomicznych stref stopy, na czujniki umieszczone w tych punktach.



Rys.3. Zależność sygnału z sensorów nacisku stopy przy różnych konstrukcjach wkładki pomiarowej: A - element czujnikowy umieszczony pomiędzy dwiema cienkimi (0,5 mm) miękkimi warstwami skóry naturalnej, B - element czujnikowy umieszczony pomiędzy dwiema cienkimi (0,5 mm) miękkimi warstwami skóry naturalnej i laminatem (1mm) na spodzie wkładki.

Z danych zamieszczonych na rysunku 3B widać, że wprowadzenie sztywnego elementu powoduje przekłamanie w odwzorowaniu nacisków stopy, ponieważ pojawia się sygnał z czujnika umieszczonego pod sklepieniem stopy (kolor żółty) a także znacznie wzrasta wartość sygnału z czujnika położonego w tej samej części stopy, tylko po przeciwnej stronie (kolor brązowy), dla stopy, która jest zdrowa i nie wykazuje płaskostopia.

Badając wpływ poszczególnych materiałów na kształt przebiegów sygnałów i ich wartość, zaobserwowano następujące zależności:

- materiały zastosowane do budowy wkładki nie mogą być sztywne (rys. 3B), ponieważ nacisk stopy na podłoże przez poszczególne jej części jest zafałszowywany. Wkładka odkształca się wówczas w sposób nierównomierny,
- materiały zastosowane do budowy wkładki powinny być miękkie, ale odporne na warunki panujące wewnątrz buta (duże naprężenia mechaniczne, temperatura, wilgoć),
- im grubsza spodnia warstwa wkładki tym sygnał elektryczny jest bardziej tłumiony,
- skóra naturalna tłumia sygnał nieznacznie więcej, niż guma podeszwa,
- grubość warstwy górnej również wpływa na obniżenie wartości sygnału,
- poszczególne elementy wkładki powinny być jak najmniej sprężyste, aby gromadzona w nich energia z nacisku stopy, nie powodowała efektów przeciwnych do nacisku (przepięcia),
- sklejenie wkładek powoduje pojawienie się niewielkich sygnałów ujemnych.

Biorąc pod uwagę powyższe badania oraz komfort podczas chodzenia i trwałość wkładki, optymalne są dwa rozwiązania konstrukcyjne wkładki pomiarowej:

1. Cienka guma podeszwa (1 mm) element czujnikowy, lateks węglowy (1,5 mm) oraz cienka skóra do wykończenia wkładki (0,5 mm)

2. Skóra naturalna (1,5 mm), element czujnikowy, lateks węglowy (1,5 mm) oraz cienka skóra do wykończenia wkładki.

Podsumowanie

Głównym elementem ograniczającym miniaturyzację układu elektronicznego jest źródło zasilania. Układ rejestracji i przesyłania danych zminiaturyzowano, wprowadzając w miejsce akumulatorów pryzmatycznych o pojemności 720 mAh, akumulatory pastylkowe o małej średnicy i pojemności 120 mAh.

Materiały konstrukcyjne wkładki mają wpływ na wartość i przebieg siły nacisku stopy na podłoże: metalowe usztywnienia zapewniają prawidłowy pomiar siły nacisku, zapobiegając rozciąganiu czujnika. Czujnik jest ściskany, nie występuje zjawisko rozciągania struktury czujnika. Odpowiednia miękkość materiału z równoczesną dużą trwałością, zapewnia prawidłowy przebieg sygnału pomiarowego z czujnika.

Tylko w badaniach dynamicznych możemy poznać motorykę pracy stopy. Należy jednak w każdym badaniu pamiętać, że twardości podłoża i konstrukcja buta, ma wpływ na wartość siły nacisku stopy na podłoże. Podłoże i podeszwa buta może amortyzować siłę nacisku stopy.

Podziękowania

Powyższe prace finansowane przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju w ramach umowy nr POIR.04.01.04-00-0034/19-00 o dofinansowanie projektu „ORTOPIEZOMETR - Piezoelektryczny system sensoryczny do badań rozkładu nacisku stóp na podłoże w warunkach naturalnych” z Europejskiego Funduszu Rozwoju Regionalnego w ramach Osi priorytetowej „Zwiększenie potencjału naukowo-badawczego”, Działanie „Badania naukowe i prace rozwojowe”, Poddziałanie 4.1.4 „Projekty Aplikacyjne” Programu Operacyjnego Innowacyjny Rozwój na lata 2014-2020.

Autorzy: dr inż. Ewa Klimiec, Sieć Badawcza Łukasiewicz – Instytut Technologii Elektronowej oddział w Krakowie, ul. Zabłocie 39, 30-701 Kraków, E-mail: ewa.klimiec@ite.lukasiewicz.gov.pl; dr inż. Piotr Guzdek, Sieć Badawcza Łukasiewicz – Instytut Technologii Elektronowej oddział w Krakowie, ul. Zabłocie 39, 30-701 Kraków, E-mail: piotr.guzdek@ite.lukasiewicz.gov.pl; mgr inż. Grzegorz Kołasczyński, Sieć Badawcza Łukasiewicz – Instytut Technologii Elektronowej oddział w Krakowie, ul. Zabłocie 39, 30-701 Kraków, E-mail: grzegorz.kolasczynski@ite.lukasiewicz.gov.pl; mgr inż. Jacek Piekarski, Sieć Badawcza Łukasiewicz – Instytut Technologii Elektronowej oddział w Krakowie, ul. Zabłocie 39, 30-701 Kraków, E-mail: jacek.piekarski@ite.lukasiewicz.gov.pl; dr inż. Wojciech Grzesiak, Sieć Badawcza Łukasiewicz – Instytut Technologii Elektronowej oddział w Krakowie, ul. Zabłocie 39, 30-701 Kraków, E-mail: wojciech.grzesiak@ite.lukasiewicz.gov.pl; Krzysztof Szołtysik, Ortomed Plus Wojciech Szołtysik, ul. Ks. P. Skargi 12, 41-935 Bytom, E-mail: biuro@orto-med.bytom.pl; Ortomed Plus Wojciech Szołtysik, ul. Ks. P. Skargi 12, 41-935 Bytom, E-mail: ortomedplus@gmail.com; dr n. med. Barbara Jasiewicz, Uniwersytecki Szpital Ortopedyczno-Rehabilitacyjny, ul. Oswalda Balzera 15, 34-500 Zakopane, E-mail: basiajasiewicz@op.pl

LITERATURA

- [1] Abboud R.J.: „Relevant foot biomechanics”. Current Orthopaedics 16 (2002) 165-179
- [2] Koblik T., Sieradzki J., Mirkiewicz-Sieradzka B., Gryz E., Rajchel-Chyla B., Gajewski R., Ewy-Skalska A., „Rozkład nacisków na podeszwę powierzchni stopy u osób zdrowych oraz u chorych na cukrzycę typu 1 i 2”. Diabetologia praktyczna, tom 2, nr 1, 71-78
- [3] Rajchel – Chyla B., Skrzyńska B., Gajewski R., Janocha M., Rydz-Stryżowska I., Oberc A., „Charakterystyka antropologiczno-ortopedyczna stóp osób chorych na reumatoidalne zapalenie stawów jako punkt wyjścia do opracowania wymagań dla obuwia specjalnego”. Proc.X MAT-ECO-SHOES, Poland Conf., Kraków, November 2008, 117-132
- [4] Lorkowski J., Hładki W., Galicka-Latała D., Trybus M., Brongel L., „Underfoot pressure distribution of female patients with obesity and planar fasciitis”. Przegląd lekarski 66/9 (2009) 513 – 518
- [5] Lorkowski J., Hładki W., Trybus M., Zarzycki D., „Underfoot pressure distribution in patients after surgical treatment of proximal end of femoral bone”. The Journal Orthopaedics Trauma Surgery and Related Research 3 (15) (2009) 28 – 35
- [6] Lorkowski J. „Metodyka badania pedobarograficznego – doświadczenia własne I przegląd literatury”. Przegląd lekarski 63, 2006, 23 – 27.
- [7] Lorkowski J., Zarzycki D., „Zastosowanie kliniczne badania pedobarograficznego – doświadczenia własne i przegląd literatury”. Przegląd lekarski 63, 2006, 28 – 32.
- [8] Cichy B., Wilk M., „Gait analysis of the hip”. Med Sci Monit. 12: CR (2006) 507-513
- [9] Cichy B., Wilk M., Śliwiński Z., „Changes in gait parameters in total hip arthroplasty patients before and after surgery”. Med Sci Monit., 14 (2008) 159-69
- [10] Dennis Furlong, „Electronic Monitoring of Grand Contact by an Athlete’s shoes”. Patent US 4,956,628, 1990
- [11] Paul J. Ridenour, „Analyzing Foot Pressure of a blowler”. Patent US 7,930, 131 B2, 2011