

WYKORZYSTANIE URZĄDZENIA WŁASNEJ KONSTRUKCJI DO POMIARU RUCHU ODWRACANIA I NAWRACANIA W STAWIE SKOKOWYM

THE USE OF THE OWN DESIGNED DEVICE FOR MEASUREMENT OF THE SUPINATION AND PRONATION MOTION IN ANKLE JOINT

Łukasz Pawik*, Grzegorz Konieczny, Zdzisława Wrzosek

Katedra Fizjoterapii i Terapii Zajęciowej w Dysfunkcjach Narządu Ruchu, Wydział
Fizjoterapii, AWF Wrocław, 51-612 Wrocław, al. I.J. Paderewskiego 35

* e-mail: lukaszpawik@gmail.com

STRESZCZENIE

Ze względu na lokalizację staw skokowy jest najbardziej obciążanym i narażonym na uszkodzenia stawem ludzkiego organizmu. Dlatego tak ważne jest monitorowanie jego możliwości ruchowych. Do chwili obecnej brak jest prostych, ale jednocześnie dokładnych metod pomiarów zakresu ruchu stawu skokowego. Dotyczy to szczególnie trudno mierzalnego ruchu w płaszczyźnie czołowej. Dlatego też postanowiliśmy zaprojektować i skonstruować bezpieczne, precyzyjne i łatwe w obsłudze urządzenie. Skonstruowany goniometr stacjonarny wyposażony w czujnik RSC poddano testom, mającym określić rzetelność i powtarzalność wyników. Badania przeprowadziły cztery niezależne osoby, które wykonały pomiary odwracania i nawracania stopy w pozycji stojącej i siedzącej przy użyciu trzech różnych urządzeń pomiarowych. Rzetelność pomiarów poszczególnych urządzeń badawczych wyznaczono, określając współczynnik alfa-Cronbacha (współczynnik rzetelności alfa to miara statystyczna wykorzystywana do oceny rzetelności skali pomiarowej). Najwyższy współczynnik alfa-Cronbacha otrzymano w badaniu urządzeniem własnej konstrukcji. Możemy więc stwierdzić, że urządzenie własnej konstrukcji daje możliwość dokładnego pomiaru nawracania i odwracania stopy. Czas potrzebny do wykonania badania urządzeniem własnej konstrukcji jest krótszy niż goniometrami z krótkimi i długimi ramionami.

ABSTRACT

Due to location, the ankle joint is the human body joint most loaded and exposed to various damages. Therefore, it is important to monitor its movement capabilities. Currently, it does not exist any simple and accurate method to measure the ankle joint movement range. Particularly, it is difficult to measure movement in the frontal plane. Therefore, we decided to design and construct own, safe, accurate and easy-to-use device. Constructed goniometer with RSC sensor was tested to determine reliability and reproducibility of results. Four independent examiners measured supination and pronation of foot in standing and sitting position by means of three various measuring devices. The measurements reliability of examined devices was determined by alpha-Cronbach coefficient (it is commonly used as an estimate of the reliability of various tests). Highest alpha-Cronbach coefficient was obtained in case if the own-design device.

Measurements by this device show the highest ability to accurately measure pronation and supination of the feet. The time required to perform the test using the own designed device is shorter than by using other goniometers, with short and long arms.

Słowa kluczowe: staw skokowy, pomiar zakresu ruchomości, goniometr stacjonarny, urządzenie własnej konstrukcji

Keywords: ankle joint, range of motion measurement, stationary goniometer, device of the own design

1. Wstęp

Prawidłowy zakres ruchomości stawu skokowego to około 45° zgięcia podszwowego i 10° – 20° zgięcia grzbietowego. Staw skokowy w prawidłowych warunkach ma bardzo mały zakres ruchomości w płaszczyźnie czołowej, jednak ruch pronacji i supinacji jest ważnym elementem biomechaniki chodu człowieka [1, 2]. Ruch tzw. potrójnego kompleksu stawów jest niezbędny, aby skompensować różnice w powierzchni ziemi i rotacji w obrębie kończyny dolnej [3]. Ruchomość stawu skokowego i stopy jest dziedziną badania biomechanicznego, w której nieustannie brakuje dokładnych i prostych pomiarów, przy użyciu ogólnie dostępnych urządzeń [2]. O ile pomiar zakresu ruchu w płaszczyźnie strzałkowej ze względu na dość dużą mobilność stawu skokowego jest możliwy za pomocą zwykłego goniometru, to już pomiar ruchomości stawu w płaszczyźnie czołowej jest bardzo kłopotliwy i niejednokrotnie obciążony dużą liczbą błędów oraz niską powtarzalnością wyników. Niniejsza praca to próba odpowiedzi na pytanie, czy osoby badające ruch odwracania i nawracania przy pomocy zbudowanego przez nasz zespół prostego urządzenia są w stanie szybko i rzetelnie, przeprowadzić wiarygodne pomiary.

2. Cel

Celem pracy było zaprojektowanie oraz skonstruowanie urządzenia do pomiaru odwracania i nawracania stopy, które spełniałyby następujące założenia konstruktorskie:

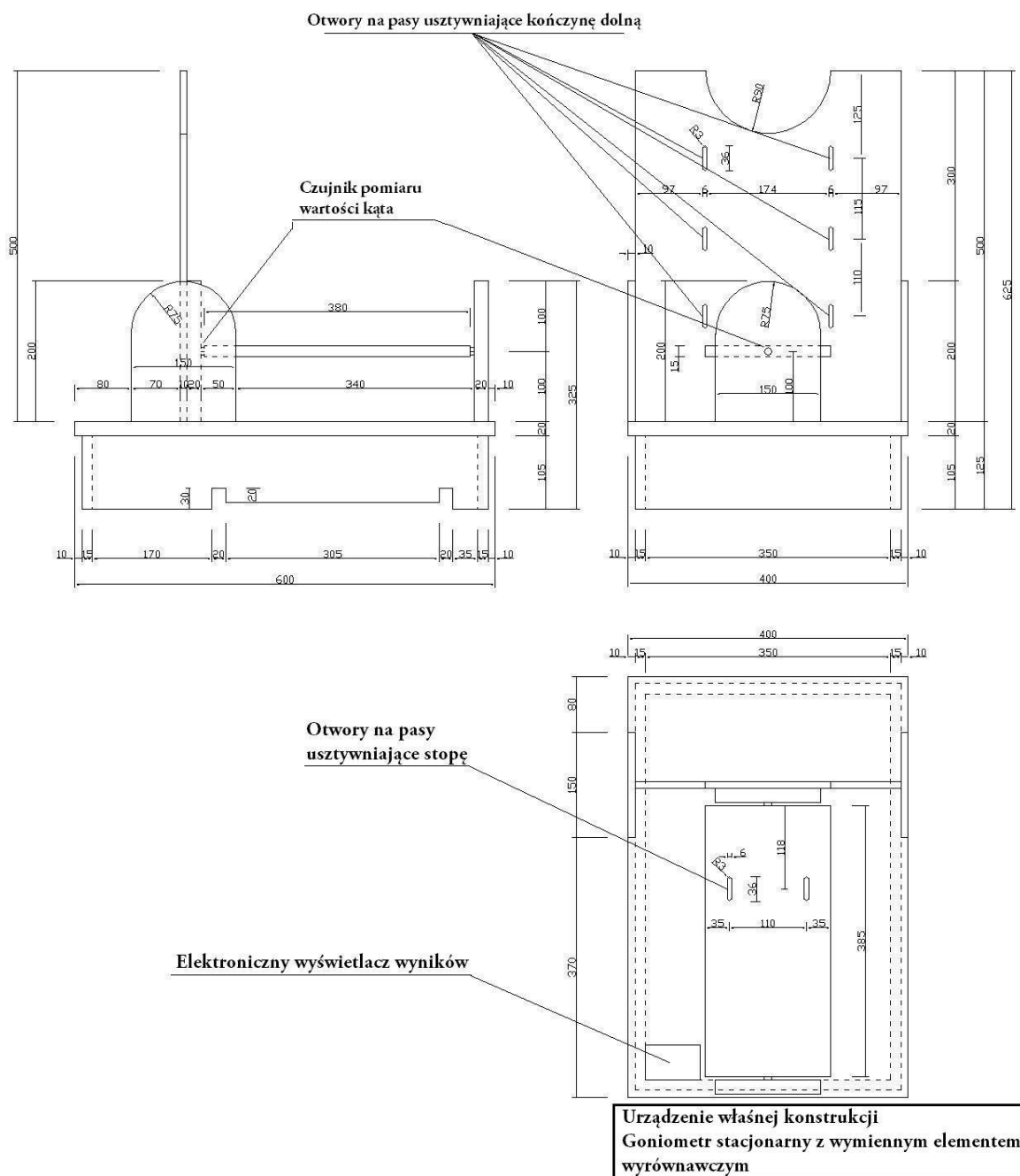
- zapewniało dokładność pomiaru (badania) odwracania i nawracania stopy niegorszą w porównaniu z ogólnodostępnymi urządzeniami pomiarowymi,
- zapewniało jak najkrótszy czas trwania pomiaru (badania),
- zapewniało bezpieczeństwo badanemu i badającemu.

3. Materiał i metody

Badania weryfikujące przydatność urządzenia przeprowadzono na grupie 50 studentów Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu – 31 kobiet i 19 mężczyzn o średniej wieku 23 lata i średniej masie ciała 67,4 kg ($\pm 14,5$ kg). Pomiar został dokonany jednorazowo. U wszystkich badanych, zostało przeprowadzone badanie podmiotowe za pomocą karty informacyjnej. Osoby biorące udział w badaniu nie zgłaszały problemów zdrowotnych, co zostało potwierdzone przez lekarza specjalistę oraz wyraziły zgodę na udział w badaniu.

Na rysunku 1 przedstawiono model techniczny goniometru wykonany w programie „CAD” – ujęcie z przodu i boku. Urządzenie zaprojektowano za pomocą programu „CAD” oraz „CATIA v5”. Realizacja modelu technicznego goniometru trwała 2 tygodnie (p. rys. 1).

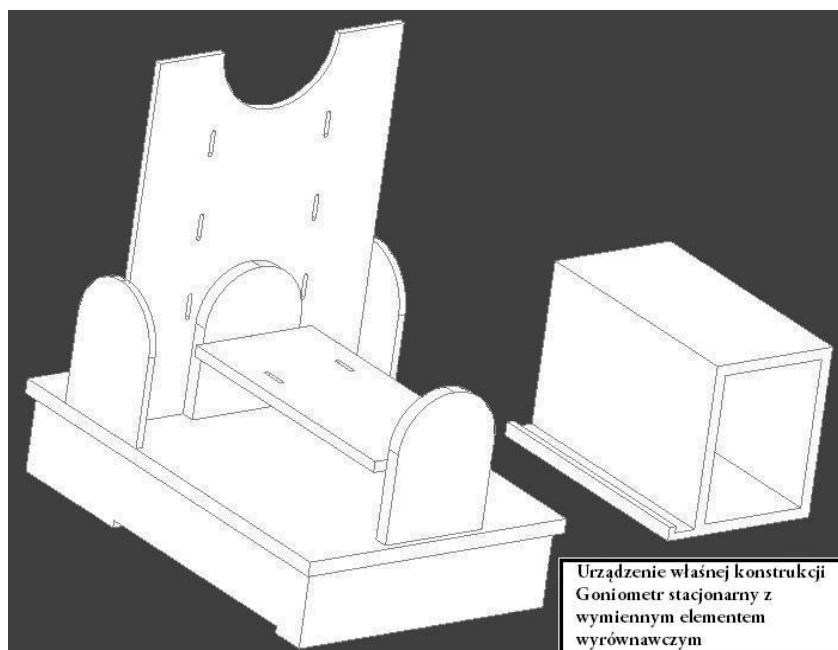
Następnie, na podstawie rysunku technicznego, stworzono model urządzenia w programie 3D, w którym testowano poprawność i jakość działania urządzenia. Rysunek 2 przedstawia model 3D urządzenia wykonany w programie „CATIA v5” (p. rys. 2).



Rys.1. Model techniczny goniometru wykonany w programie „CAD” – 8 ujęcie z przodu i boku

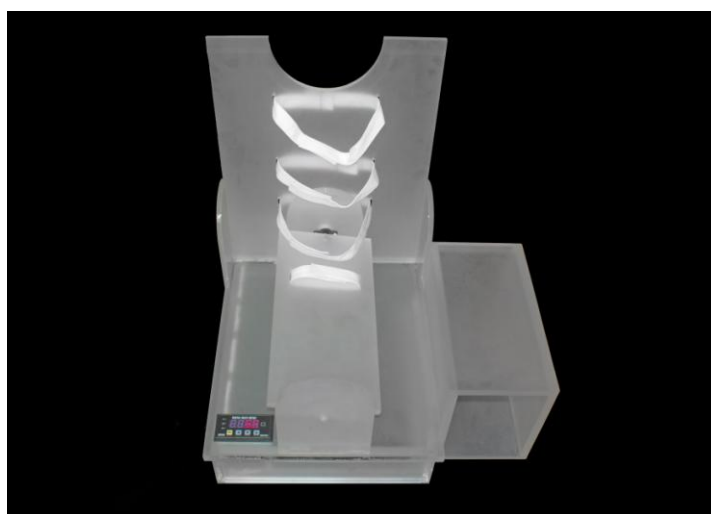
Po wprowadzeniu korekt w modelu technicznym urządzenia, dokonano realizacji konstrukcji, przy czym wykorzystano następujące materiały:

- polimetakrylan metylu PMMA (barwiony) o grubości 8 i 10 mm,
- klej Acryfix i Cosmofen plus HV,
- wsporniki ruchome,
- czujnik RSC 2821 618 111 201,
- wyświetlacz MT4W-DV-41,
- zasilacz SPD 24 18 1,
- taśmy stabilizujące na rzepy o długości 32 i 68 cm.



Rys. 2. Rysunek przedstawia model 3D urządzenia wykonany w programie „CATIA v5”

Na rysunku 3 przedstawiono fotografię goniometru stacjonarnego. Skonstruowane urządzenie wykonuje bardzo dokładny pomiar elektroniczny w przedziale 0–180° stopni z dokładnością do 0,01°. Oferuje możliwość pomiaru zarówno w pozycji stojącej, jak i siedzącej (wysokość siedziska należy określić na podstawie wysokości goniometru oraz długości goleni) obu kończyn dolnych.



Rys. 3. Fotografia przedstawiająca goniometr stacjonarny w ujęciu z przodu

Rysunek 4 przedstawia sposób ustawienia kończyn i pomiar urządzeniem własnej konstrukcji. Dodatkowy, wymienny element wyrównawczy daje gwarancję poprawnego ustawienia stóp oraz obu kończyn dolnych i miednicy.

W celu sprawdzenia rzetelności i powtarzalności wyników, wykonano pomiary ruchu odwracania i nawracania w obrębie stawu skokowego przez 4 niezależnych badających. Osoby zakwalifikowane do wykonywania badania to absolwenci Wydziału Fizjoterapii Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu. Przeprowadzili oni po 4 pomiary odwracania i nawracania stopy (2 w pozycji stojącej i 2 w pozycji siedzącej) przy użyciu 3 różnych urządzeń badawczych:

- goniometru tradycyjnego (krótkie ramiona);
- elektrogoniometru (długie ramiona);
- goniometru stacjonarnego (urządzenie własnej konstrukcji).



Rys. 4. Fotografia przedstawiająca sposób ustawienia kończyn dolnych i pomiar urządzeniem własnej konstrukcji

Każdy z badających samodzielnie, bez kontaktu z pozostałymi, przeprowadzał pomiary oraz wypełniał swój formularz badania. Podczas każdej z prób zwracano uwagę na prawidłowe umieszczenie i ustabilizowanie stopy (próba rozpoczynała się w pozycji zerowej dla stopy) oraz dokładność pomiarów. Za każdym razem dodatkowo mierzony był czas trwania badania za pomocą stoperów elektronicznych. W formularzu wypełnianym przez osoby badające, znajdował się również punkt wypełniany przez badających, jak i osoby poddane badaniu. Każda z tym osób miała subiektywnie określić w skali od 1 do 10 bezpieczeństwo oraz komfort przeprowadzenia badania za pomocą każdego z testowanych urządzeń pomiarowych.

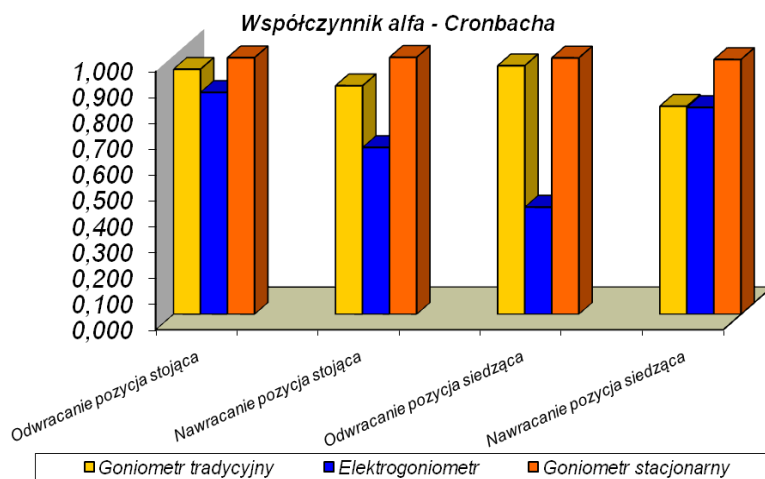
Analizę statystyczną zmiennych ilościowych oparto na średnich i odchyleniach standardowych. Wyznaczono również inne najbardziej typowe statystyki towarzyszące oraz współczynnik alfa-Cronbacha. Do analizy statystycznej zastosowano program Statistica 8.0 ver. PL oraz Excel, z licencjami dla AWF we Wrocławiu.

4. Wyniki i ich omówienie

W celu określenia rzetelności skali pomiarowej poszczególnych urządzeń badawczych, wyznaczono współczynnik alfa-Cronbacha. Za pomocą tego wskaźnika sprawdzana jest korelacja pomiędzy poszczególnymi wartościami z kwestionariusza każdego badania a łącznym wynikiem przeprowadzonego pomiaru. Im silniejsza korelacja (wartość bliższa 1), tym wyższe prawdopodobieństwo, że skala (w tym przypadku urządzenie badawcze) jest rzetelne i dany pomiar jest prawidłowy.

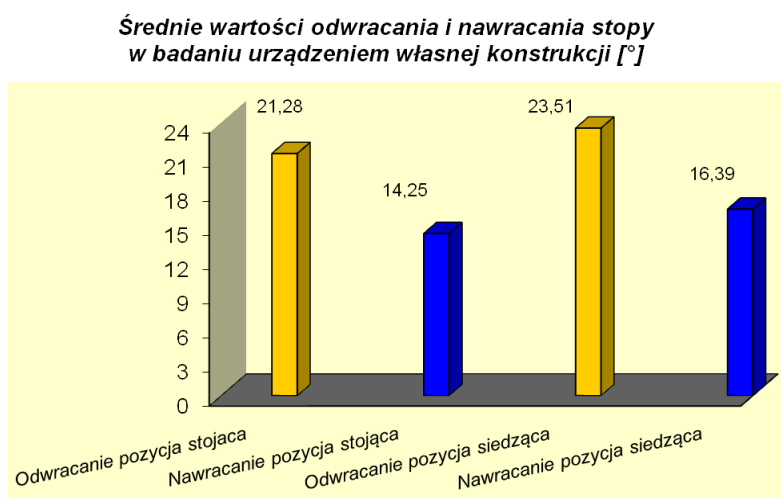
Rysunek 5 przedstawia wartość współczynnika alfa-Cronbacha dla poszczególnych urządzeń badawczych. Podczas analizy pomiaru przy użyciu goniometru tradycyjnego w przypadku ruchu odwracania stopy w pozycji stojącej współczynnik alfa-Cronbacha wyniósł 0,948, natomiast w pozycji siedzącej 0,962. Znacznie gorszy współczynnik otrzymano po analizie wyników nawracania stopy, zarówno w pozycji stojącej, jak i siedzącej – wyniósł on odpowiednio 0,884 oraz 0,805. Najgorszy pomiar rzetelności i powtarzalności wyników poszczególnych badań występował podczas pomiarów przy użyciu elektrogoniometru. Współczynnik alfa-Cronbacha odwracania stopy w pozycji stojącej wyniósł 0,688, w pozycji siedzącej 0,514, natomiast nawracania stopy 0,645 w pozycji stojącej oraz 0,500 w pozycji siedzącej.

Zdecydowanie najwyższy wskaźnik alfa-Cronbacha otrzymano po analizie wyników badania goniometrem własnej konstrukcji. W pozycji stojącej wyniósł on 0,992 dla odwracania oraz 0,994 dla nawracania stawu skokowego, zaś w pozycji siedzącej 0,992 dla odwracania i 0,985 dla ruchu nawracania. Świadczy to o tym, iż pomiary uzyskane przez 4 fizjoterapeutów podczas badania tym goniometrem były najbardziej rzetelne i powtarzalne (p. rys. 5).



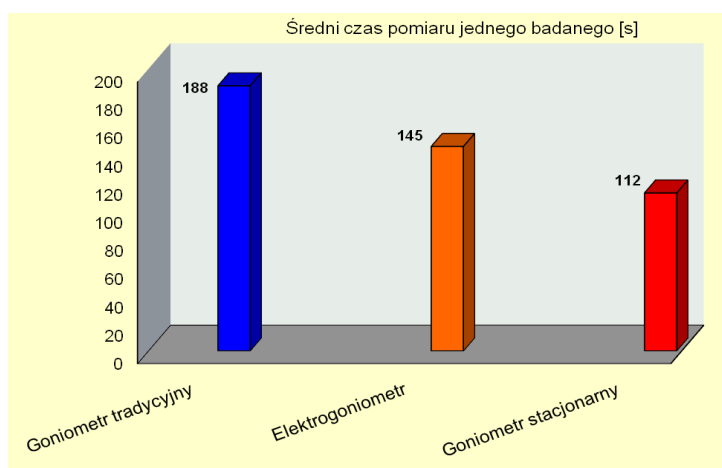
Rys. 5. Wykres wartości współczynnika alfa-Cronbacha dla poszczególnych urządzeń badawczych

Otrzymane wartości zostały poddane analizie ilościowej, opartej na średnich i odchyleniach stacjonarnych. Na rysunku 6 przedstawiono średnie wartości odwracania i nawracania stopy w badaniu urządzeniem własnej konstrukcji. W przeprowadzonych badaniach zakresu ruchu stawu skokowego, średnie wartości odwracania i nawracania stopy w badaniu goniometrem stacjonarnym u wszystkich badanych w pozycji stojącej wyniosły odpowiednio 21,28° i 14,25°. W przypadku pozycji siedzącej średnia wartość odwracania 23,51°, natomiast nawracania 16,39° (p. rys. 6).



Rys. 6. Wykres średnich wartości odwracania i nawracania stopy w badaniu urządzeniem własnej konstrukcji

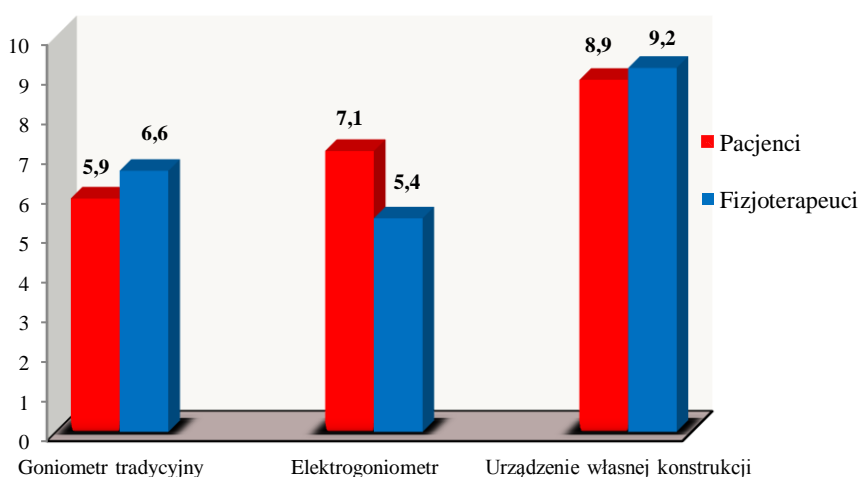
Pomiar czasu trwania badania wykonywany był przy użyciu stopera elektronicznego „Nadar 83516” firmy Spokey i określony był z dokładnością do 1 s. Rysunek 7 przedstawia średni czas pomiaru dla jednego badanego. Okazało się, że najwięcej czasu na pomiar musieli poświęcić fizjoterapeuci, wykonując próbę przy użyciu goniometru tradycyjnego – średni czas to 188 sekund. Nieco szybciej odbywało się badanie przy użyciu elektrogoniometru – 145 sekund. Średni czas badania urządzeniem własnej konstrukcji wyniósł 112 sekund, co należy uznać za wynik bardzo dobry (p. rys. 7).



Rys. 7. Średni czas pomiaru jednego badanego

Ostatnim analizowanym parametrem były bezpieczeństwo oraz komfort badania w skali od 1 do 10 (1 – to całkowity brak komfortu i bezpieczeństwa, a 10 – to maksymalne poczucie komfortu i bezpieczeństwa), oceniane zarówno przez osoby badane, jak i badające. Rysunek 8 przedstawia ocenę bezpieczeństwa i komfortu podczas badania poszczególnymi urządzeniami.

Pacjenci najwyżej ocenili badania przy użyciu goniometru stacjonarnego własnej konstrukcji, średnia wartość ocen wyniosła w tym przypadku 8,9. Pozostałe urządzenia uzyskały wartości niższe tj. 7,1 – elektrogoniometr oraz 5,9 – goniometr tradycyjny. Wśród fizjoterapeutów ocena analizowanego parametru była podobna, największe uznanie wzbudziło badanie przy użyciu aparatu własnej konstrukcji – średnia wartość ocen 9,2. Co ciekawe, większość badających znacznie lepiej oceniała badanie goniometrem tradycyjnym – 6,6 niż elektrogoniometrem 5,4. Podsumowując, możemy jednoznacznie stwierdzić, iż zarówno pacjenci, jak i fizjoterapeuci uznali, że goniometr stacjonarny jest urządzeniem zapewniającym pełną wygodę i komfort oraz większe bezpieczeństwo niż pozostałe aparaty pomiarowe (p. rys. 8).



Rys. 8. Wykres oceny bezpieczeństwa i komfortu podczas badania poszczególnymi urządzeniami

5. Dyskusja

Wiele dysfunkcji narządu ruchu, a szczególnie te w obrębie kompleksu skokowego i stopy, może powodować zmniejszenie ruchomości struktur, co ma bezpośredni wpływ na biomechanikę chodu człowieka. Przeprowadzenie badania zakresu ruchu i próba zdefiniowania czy dana wartość jest prawidłowa, jest niezbędne do określenia stopnia upośledzenia, oceny oraz monitorowania efektów leczenia czy rehabilitacji. Do tej pory niewiele jest opublikowanych danych dotyczących wartości biernego zakresu ruchu w poszczególnych stawach. Może wiązać się to z tym, iż istnieje

niewiele urządzeń które służą do badania i analizy wartości, a te ogólnie dostępne obciążone są znaczną niedokładnością wyników [4, 5]. Oczywiście istnieje możliwość przeprowadzenia badania w warunkach laboratoryjnych, w oparciu o bardzo dokładne programy diagnostyczne, przy pomocy których możemy przeprowadzać złożone testy ruchomości, funkcji stawu, a nawet korelacji pomiędzy anatomią poszczególnych powierzchni stawowych a funkcją kompleksu stawowego [6, 7, 8, 9, 10, 11, 12]. Jednakże, w tym miejscu należy dodać, iż tylko niewielka grupa osób może pozwolić sobie na tego typu komfort. W codziennej praktyce klinicznej, podczas diagnozy pacjenta terapeuta najczęściej wykorzystuje urządzenia proste, rzetelne i dostępne w danej placówce, a nie te, które możemy spotkać w laboratoriach analizy ruchu. Nasze wstępne badania potwierdziły, że nasze urządzenie może być wiarygodnym i dość tanim narzędziem diagnostycznym i mogłoby być dostępne w wielu placówkach.

6. Wnioski

1. Urządzenie własnej konstrukcji daje możliwość dokładnego pomiaru nawracania i odwracania stopy.
2. Czas trwania pomiaru skonstruowanym urządzeniem był najkrótszy w porównaniu z innymi testowanymi urządzeniami pomiarowymi.
3. Osoby biorące udział w badaniach jednoznacznie stwierdziły, iż pomiar wykonywany przy pomocy urządzenia własnej konstrukcji zapewniał maksymalne bezpieczeństwo i komfort, zarówno osobie badającej, jak i badanemu.

LITERATURA

- [1] K. Khan, P. Roberts, C. Nattrass: *Measurement of lower limb range of motion in elite fulltime classical ballet dancers*, Clinical Journal of Sport Medicine, vol.7, 1997, s. 174–179.
- [2] P. Brukner, K. Khan: *Clinical Sport Medicine*, McGraw-Hill, Australia 2009.
- [3] D.J. Astion, J. Deland, J. Otis, S. Kenneally: *Motion of the Hindfoot after Simulated Arthrodesis*, Journal of Bone and Joints Surgery, vol. 79, 1997, s. 241–246.
- [4] H.L. Jarvis, C.J. Nester, R.K. Jones, A.E. Williams, P.D. Bowden: *Inter-assessor reliability of practice based biomechanical assessment of the foot and ankle*, Journal of Foot and Ankle Research, vol. 5, 2012, s. 14.
- [5] J.M. Soucie, C. Wang, A. Forsyth, S. Funk, M. Denny, K.E. Roach, D. Boone: *Range of motion measurements: reference values and a database for comparison studie*, Haemophilia, vol.17, 2011, s. 500–507.
- [6] R.P. Kleipool, L. Blankevoort: *The relation between geometry and function of the ankle joint complex: a biomechanical review*, Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy Journal, vol.18, 2010, s. 618–627.
- [7] L. Chinn, J. Dicharry, J. Hertel: *Ankle kinematics of individuals with chronic ankle instability while walking and jogging on a treadmill in shoes*, Physical Therapy in Sport, vol. 14, 2013, s. 232–239.
- [8] L.F. Teixeira-Salmela, S. Nadeau, M.H. Milot, D. Gravel, L.F. Requião: *Effects of cadence on energy generation and absorption at lower extremity joints during gait*, Clinical Biomechanics, vol. 23, 2008, s. 769–778.
- [9] M. Keefer, J. King, D. Powell, J.H. Krusenklau, S. Zhang: *Effects of modified short-leg walkers on ground reaction force characteristics*, Clinical Biomechanics, vol. 23, 2008, s. 1172–1177.
- [10] D.A. Bruening, K.M. Cooney, F.L. Buczek, J.G. Richards: *Measured and estimated ground reaction forces for multi-segment foot models*, Journal of Biomechanics, vol. 43, 2010, s. 3222–3226.
- [11] B.J. Monteleone, J.L. Ronsky, W.H. Meeuwisse, R.F. Zernicke: *Lateral hop movement assesses ankle dynamics and muscle activity*, Journal of Applied Biomechanics, vol. 28, 2012, s. 215–221.
- [12] E.B. Simonsen, H. Tegner, T. Alkjær, P.K. Larsen, J.H. Kristensen, B.R. Jensen, L. Remvig, B. Juul-Kristensen: *Gait analysis of adults with generalised joint hypermobility*, Clinical Biomechanics, vol. 27, 2012, s. 573–577.

otrzymano / submitted: 20.03.2014r.
wersja poprawiona / revised version: 28.03.2014r.
zaakceptowano / accepted: 30.03.2014r.