



CENTRUM ZDROWIA DZIECKA

XIV Sympozjum
„Analiza ruchu – teoria i praktyka w zastosowaniach klinicznych”

pod patronatem Polskiego Towarzystwa Biomechaniki

Instytut „Pomnik – Centrum Zdrowia Dziecka”

Warszawa, 1 marca 2019

XIV Sympozjum "Analiza ruchu - teoria i praktyka w zastosowaniach klinicznych"

9:00 - 9:15	Otwarcie Sympozjum	Strona
9:15 - 9:30	Wykorzystanie testu Time Up & Go do oceny stanu narządu ruchu w wybranych jednostkach chorobowych – K. Graff, P. Pawlak, T. Rostek, E. Szczerbik, M. Kalinowska, M. Syczewska	4
9:30 – 9:45	Wybrane parametry równowagi u młodych pacjentów z problemami neurologicznymi różnego pochodzenia przed i po terapii wspomaganej grami komputerowymi prototypu Wirtualnej Kliniki Równowagi VB-Clinic – E. Szczerbik M. Kalinowska, A. Święcicka, M. Syczewska, M. Łukowicz, K. Graff ¹ , T. Rostek, P. Pawlak, P. Umiński, A. Rojczyk, A. Jakubowska-Winecka	5
9:45 - 10:00	Ocena powtarzalności testów stania swobodnego na prototypowym systemie Virtual Balance Clinic - A. Hadamus, M. Selegat, A. Bugalska, K. Wiaderna, M. Grabowicz, S. Wójtowicz, A. Mosiołek, D. Białoszewski	9
10:00 - 10:15	Weryfikacja wykonywania ćwiczeń rehabilitacyjnych z użyciem czujnika Kinect – porównanie wbudowanych algorytmów Kinect SDK i nowoczesnych metod uczenia maszynowego – J. Michoński, J. Banaszkiewicz, F. Niczyj, P. Siekański, R. Sitnik	11
10:15 - 10:30	Ocena powtarzalności testów funkcjonalnych na prototypowym systemie Virtual Balance Clinic – A. Hadamus, M. Selegat, A. Bugalska, K. Wiaderna, M. Grabowicz, S. Wójtowicz, A. Mosiołek, D. Białoszewski	13
10:30 – 10:45	Biomechaniczne kryteria oceny techniki ruchu tancerzy sportowych w stylu standardowym – S.Kuliś	15
10:45 – 11:00	Aktywność bioelektryczna mięśni tułowia i kończyny dolnej w pierwszej pozycji klasycznej u uczennic szkoły baletowej – J.Gorwa, J. Kabaciński, M. Murawa, A. Fryzowicz	16
11:00 - 11:30	Przerwa na kawę	
11:30 – 12:00	Polskie Towarzystwo Biomechaniki – prezentacja specjalna	
12:00 - 12:15	Pomiar wybranych parametrów przestrzennych ruchu prawej kończyny górnej podczas gry na skrzypcach - W. Pawelec, M. Rychlik, J. Jelonek, L. Dworak	18
12:15 - 12:30	Ocena stabilności posturalnej i ryzyka upadków w cyklu dobowym – J. Kędziorek, P. Łach, M. Błażkiewicz	20
12:30 - 12:45	Wielkość kąta lordozy a poziom bólu oraz rodzaj wykonywanej pracy u kobiet uczęszczających na zajęcia fitness – badania pilotażowe – P. Proskura, M. Sobera	21
12:45 – 13:00	Wskaźnik symetrii (Symetry Index) wybranych parametrów czasowych chodu u pacjentów z gonartrozą - K. Nowak, G. Sobota, B. Bacik, G. Hajduk, D. Kusz	23
13:00 – 13:15	Wpływ ćwiczeń i masażu na krześle na dolegliwości bólowe studentów Uniwersytetu Muzycznego im. Fryderyka Chopina w Warszawie – A. Cygańska, A. Truszczyńska-Baszak, P. Tomaszewski	25
13:15 - 14:15	Obiad	
14:15 - 14:30	Prezentacja systemu GRAIL firmy MOTEK – J. Dobrowiecki	

14:30 - 14:45	Wielokierunkowy system do pomiaru geometrii 4D (x, y, z, t) ciała człowieka w ruchu – R. Sitnik, P. Liberadzki, M. Witkowski, J. Michoński, K. Krasowicz, Ł. Markiewicz	29
14:45 - 15:00	Wpływ przyrostu masy ciała na rozkład nacisków pod stopą u kobiet ciężarnych D. Swinarska, J. Pauk	31
15:00 - 15:15	Rozkład obciążeń stóp w chodzie przodem i tyłem w różnych grupach wiekowych – A. Mosiołek, A. Hadamus, M. Selegrat, K. Wiśniewska, Z. Wroński, S. Wójtowicz, M. Grabowicz, A. Bugalska, K. Wiaderna, M. Durka, D. Białoszewski	33
15:15 - 15:30	Zmienność wybranych kątów kręgosłupa w trakcie chodu – M. Selegrat, J. Dusza	35
15:30 - 15:45	Wpływ stabilizatorów zewnętrznego stawu skokowego na kinematykę chodu – doniesienie wstępne – B. Łysoń, M. Kwacz	38
15:45 - 16:00	Wpływ ortezy typu Walker z zegarem na zmianę wartości sił reakcji podłoża w chodzie - K. Lann Vel Lace, M. Błażkiewicz	40
16:00 – 16:15	Zmiany parametrów chodu pacjentów po całkowitej, trójpęczkowej rekonstrukcji ścięgna Achillesa - M. Syrek, U. Zdanowicz, R. Śmigielski, M. Staniszewski	42
16:15 – 16:30	Skorygowany model cyklicznego sygnału EMG – Z. Wawrzyniak, M. Selegrat, J. Dusza	45
16:30 - 16:45	Zakończenie sympozjum	

Wykorzystanie testu Time Up & Go do oceny stanu narządu ruchu w wybranych jednostkach chorobowych

Graff K. ^{1,2}, Pawlak P.¹, Rostek T.¹, Szczerbik E. ¹, Kalinowska M. ¹,
Łukowicz M. ^{1,2}, Syczewska M. ¹

Klinika Rehabilitacji IP-CZD ¹

Katedra Rehabilitacji AWF ²

WSTĘP. Monitorowanie stanu narządu ruchu w procesie rehabilitacji należy do podstawowych czynności diagnostycznych fizjoterapeutów. W codziennej pracy diagnostykę terapeutów posługują się zarówno testami obiektywnymi (Eurofit, 6-min test korytarzowy, Biodex System, AMTI) jak i skalami subiektywnymi (test Tinetti równowaga, Tinetti chód, skala Berga). Oba te narzędzia umiejętnie interpretowane stanowią podstawę do ustalenia programu terapeutycznego jak i monitorowania efektów prowadzonej fizjoterapii.

CELEM badań była ocena możliwości zastosowania testu chodu Timed Up&Go w badaniach klinicznych pacjentów w wybranych jednostkach chorobowych.

MATERIAŁ badań stanowili pacjenci Kliniki Rehabilitacji IP-CZD: 32 pacjentów ze skoliozą (Sc), 54 pacjentów z dysfunkcją neurologiczną (N) i 46 pacjentów z otyłością II st. i otyłością olbrzymią (OT). Grupę odniesienia stanowiło 221 zdrowych dzieci.

METODYKA. U wszystkich pacjentów przeprowadzono test „Timed Up&Go”, w którym chorzy na polecenie badającego samodzielnie mieli wstać z krzesła (Tug 1), marsz początkowy 3 metry (Tug 2), wykonać nawrót (Tug 3), marsz powrotny do krzesła (Tug 4) i usiąść (Tug 5). Oceniano łączny czas potrzebny do wykonania zadania oraz czasy poszczególnych składowych testu. Jako kryterium prawidłowego wykonania testu przyjęto wartość jednego odchylenia standardowego. Analizę statystyczną przeprowadzono w programie Statistica.

WYNIKI. W odniesieniu do grupy kontrolnej we wszystkich badanych grupach pacjentów stwierdzono wolniejsze tempo wykonywania testu Timed Up&Go. Analizując poszczególne składowe testu stwierdzono: w grupie pacjentów ze skoliozą tylko nawrót (Tug3) wykonywany był wolniej, u pacjentów neurologicznych wolniej wykonywane były składowe testu: marsz początkowy (Tug 2), nawrót (Tug 3), marsz powrotny (Tug 4), a w grupie pacjentów z otyłością wolniej wykonywane były składowe testu: marsz początkowy (Tug 2), nawrót (Tug 3), marsz powrotny (Tug 4). Różnice między grupami były istotne statystycznie na poziomie $p=0,01$.

WNIOSKI. U pacjentów z badanymi schorzeniami występowały różnego stopnia deficyty równowagi z zaburzeniami w dynamice, zmiany tempa oraz kierunku chodu. Test Timed Up&Go wykazał różnice w badanych grupach pacjentów

Materiał przygotowany w ramach projektu Wirtualna Klinika Równowagi akronim „VB-Clinic” finansowanego przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju nr umowy STRATEGMED3/306011/1/NCBR/2017

Wybrane parametry równowagi u młodych pacjentów z problemami neurologicznymi różnego pochodzenia przed i po terapii wspomaganej grami komputerowymi prototypu Wirtualnej Kliniki Równowagi VB-Clinic

Szczerbik E.¹, Kalinowska M.¹, Świąćicka A.¹, Syczewska M.¹, Łukowicz M.¹, Graff K.¹, Rostek T.¹,
Pawlak P.¹, Umiński P.², Rojczyk A.², Jakubowska-Winecka A.²

¹Instytut Pomnik – Centrum Zdrowia Dziecka, Klinika Rehabilitacji

²Instytut Pomnik – Centrum Zdrowia Dziecka, Zakład Psychologii Zdrowia

WSTĘP

Zdolność kontroli równowagi jest złożonym procesem wymagającym koordynacji wielu zmysłów: wzroku, układu przedsionkowego, somatosensorycznego. Schorzenia neurologiczne w znacznym stopniu utrudniają ten proces i u pacjentów z tymi problemami wskazana jest terapia równowagi. Oprócz tradycyjnych metod zastosowanie gier i wirtualnej rzeczywistości wydaje się być pomocne [1]. W różny sposób VR jest używana: w formie zanurzania pacjenta w pomieszczeniu z wirtualnie wykreowanym otoczeniem [2] lub stymulowania pacjenta do zadań ruchowych z wyświetleniem postawy pacjenta na ekranie telewizyjnym. Aktualne doniesienia literaturowe podkreślają znaczenie terapii równowagi wspomaganej grami [3]. Wariant terapii VR w wersji wyświetlania awatara na ekranie został zastosowany w prototypie Wirtualnej Kliniki Równowagi (VB-Clinic) składającym się z modułu diagnostycznego i terapeutycznego zawierającego autorski zestaw 9 gier. Celem pracy jest ocena parametrów równowagi uzyskiwanych z modułu diagnostycznego prototypu VB-Clinic przed i po terapii wspomaganej grami terapeutycznymi.

MATERIAŁ I METODA

18 pacjentów w wieku 9-12 lat z zaburzeniami neurologicznymi różnego pochodzenia zostało włączonych do terapii (9 chłopców i 9 dziewcząt). Brak umiejętności utrzymania pionowej pozycji, utrudnione rozumienie poleceń i padaczka były kryterium wyłączenia. Rodzice i uczestnicy od 16 roku życia potwierdzili chęć udziału w terapii w formie świadomej zgody.

Do diagnostyki i terapii zastosowano prototyp VB-Clinic składający się z komputera i telewizora o przekątnej 65'', platformy dynamograficznej własnej konstrukcji o częstotliwości próbkowania 100 Hz do kontroli COP oraz kamery Kinect do kontroli kinematyki ruchu.

Zastosowano pakiet 3 testów diagnostycznych:

1. stanie swobodne z oczami otwartymi (oo) i zamkniętymi (oz) przez 30 s w pozycji wyprostowanej, kończyny dolne na szerokość miednicy, ręce wzdłuż tułowia; dla warunku oczu otwartych przed pacjentem na ekranie wyświetlany jest punkt na wysokości oczu w odległości 3 m; wyniki uśredniane z 3 prób;
2. test maksymalnego wychylenia w przód; faza wstępna w pozycji jak wyżej przez 10 s, na sygnał dźwiękowy pacjent wychyla się maksymalnie w przód w miarę możliwości tylko w stawie skokowym i pozostaje w tej pozycji do zakończenia testu (łącznie czas 30 s); przed pacjentem

na ekranie wyświetlany jest punkt na wysokości oczu w odległości 3 m; wyniki uśredniane z 3 prób;

3. test funkcjonalny cykliczne powtarzane wychylenia przód – pozycja pionowa między celami (poziomo ustawione prostokąty) określany kalibracją wg warunków testu 2 przy założeniu ustawienia celów w odległości 80% maks. wychylenia pacjenta, szerokość obszaru celu 20% maks. wychylenia, pacjent kontroluje swoją pozycję na ekranie dzięki kursorowi odpowiadającemu jego COP, utrzymanie kursora w celu przez 0,3 s oznacza zaakceptowanie celu w teście, w trakcie testu wykonywanych jest 5 cykli; wyniki uśredniane z 3 prób;

Wyliczane parametry w zależności od testu:

1. stanie swobodne: zakres COP w kierunku AP i ML (COP_AP/ML), prędkość COP w kierunku AP i ML, sway ratio* w kierunku AP i ML, directional index* w kierunku AP i ML, stability vector* długość wektora i kąt [*4]
2. test maksymalnego wychylenia w przód (Rys. 1): faza wychylenia: zakres wychylenia, czas trwania, faza wytrzymania: zakres COP, współczynnik prostej regresji
3. test funkcjonalny: średni czas trwania testu, średnia prędkość wykonywanych wychyleń, optymalizacja ścieżki wg wzoru $(I-I_0)/I_0$, gdzie I - długość ścieżki pacjenta, I_0 - najkrótsza długość ścieżki potrzebna do wykonania protokołu).

Terapia obejmowała zestaw 9 autorskich gier stosowanych w cyklu 6 sesji po 30 minut. Pacjent wykonywał ćwiczenia z każdej gry min. 1 raz w sesji, kolejne poziomy i powtarzane gry w sesji były dobierane do możliwości pacjenta przez obsługującego z uwzględnieniem słabych punktów pacjenta. Ruchy wymagane do wykonania w grach zawarto w Tab.1.

Obliczenia statystyczne wykonano w programie Statistica. Sprawdzono normalność rozkładów zmiennych testem Szapiro-Wilka. Porównanie między parametrami równowagi przed i po terapii wykonano testem Wilcozona. Przyjęto poziom istotności statystycznej $p=0,05$.

WYNIKI

Parametryczność zmiennych nie występowała odpowiednio przed i po terapii stąd porównanie wykonano testem Wilcozona dla par obserwacji a zmienne podsumowano jako mediany.

Tylko zakres COP w kierunku AP wykazał różnice istotne statycznie i wzrósł po cyklu terapii zarówno przy oczach otwartych jak i zamkniętych (Rys. 2). Większość parametrów wykazuje pogorszenie z wyjątkiem czasu wychylenia w teście wychylenia w przód (zmiana mediany z 2,17 s do 1,26 s), niemniej jednak nie istotnie statystycznie.

DYSKUSJA

Potencjalne przyczyny uzyskania takich wyników mogą stanowić:

1. Mało jednorodna i liczna grupa badana: mpdz, neuropatie różnego pochodzenia - GBS, po guzach mózgu, urazy mózgu – udar, wypadek. Badanie przeprowadzane jest na szerokiej grupie pacjentów w celu ostatecznego wyłonienia najbardziej jednorodnej grupy w ostatecznym podsumowaniu.
2. Zbyt krótka terapia – inne prace przyjmują czas terapii min. 8 tygodni [3], w IPCZD występuje problem dostępu do pacjentów w okresie dłuższym niż 3 tygodnie.
3. Zmęczenie turnusem – znane są w literaturze doniesienia podkreślające wpływ wysiłku i zmęczenia treningiem na wyniki równowagi [5]. Być może bardziej wiarygodne wyniki dałyby testy przeprowadzane nie bezpośrednio po zakończeniu turnusu. Dodatkowo 4 gry

stymulowały balansowanie w kierunku ML, 3 w kierunku AP przy czym 2 z nich odbywały się w wykroku (większa podstawa stabilności), co w połączeniu ze zmęčeniem mogło skutkować słabszą kontrolą w płaszczyźnie AP.

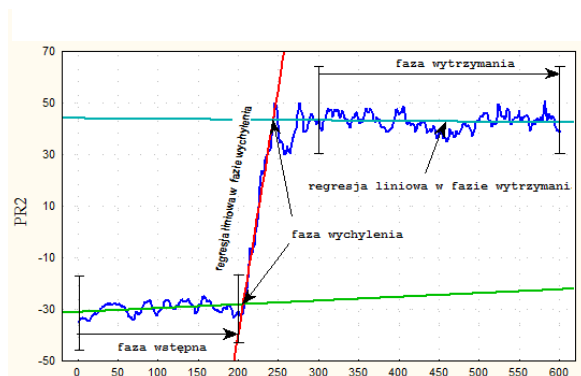
4. Wzrasta pewność siebie pacjentów o czym świadczy zmniejszenie czasu trwania fazy wychylenia w teście wychylenia w przód. Pacjenci wykazują mniejsze napięcie mięśni a ich postawa jest bardziej swobodna. Na to przypuszczenie być może odpowie odrębne podsumowanie badań psychologicznych przeprowadzanych w ramach projektu.
5. Mała powtarzalność testów równowagi – są doniesienia podkreślające ten wpływ u dzieci młodszych [6], ale obniżone skupienie obserwuje się również u wielu dzieci starszych (również odrębne podsumowanie badań Psychologicznych być może pozwoli uściślić wpływ tego zagadnienia).

Praca powstała w ramach realizacji projektu Wirtualna Klinika Równowagi akronim „VB-Clinic” finansowanego przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju nr umowy

STRATEGMED3/306011/1/NCBR/2017

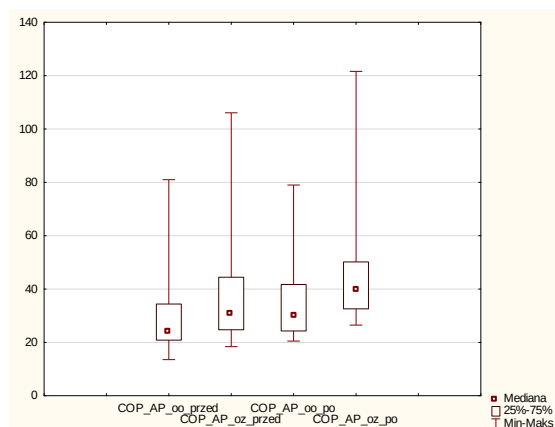
LITERATURA

1. Page Z.E et al, Do active video games benefit the motor skill development of non-typically developing children and adolescents: A systematic review. *Journal of Science and Medicine in Sport* 20 (2017) 1087–1100.
2. Michnik R. et al, The influence of frequency of visual disorders on stabilographic parameters. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 18 (2016) 25-33; DOI: 10.5277/ABB-00201-2014-04.
3. Juras G. et al, Standards of Virtual Reality Application in Balance Training Programs in Clinical Practice: A Systematic Review. *Games Health Journal* (2018); DOI: 10.1089/g4h.2018.0034.
4. Błaszczyk J., The use of force-plate posturography in assessment of postural instability. *Gait & Posture* 44 (2016) 1-6.
5. Johnston W. et al., Investigating the effects of maximal anaerobic fatigue on dynamic postural control using the Y-Balance Test. *Journal of Science and Medicine in Sport* 21 (2018) 103–108
6. Sobera M. et al., Posture control development in children aged 2–7 years old, based on the changes of repeatability of the stability indices. *Neuroscience Letters* 491 (2011) 13-17.



Rys. 1. Test maksymalnego wychylenia w przód

wg definicji zespołu prof. G. Juras AWF Katowice



Rys. 2. Zakres COP w płaszczyźnie AP z oczami

otwartymi (oo) i zamkniętymi (oz) przed i po terapii VB-Clinic.

Tab. 1. Wyjaśnienie ruchów wymaganych w grach

terapeutycznych VB-Clinic

Roboczy tytuł gry	Wykonywane ruchy	Scenariusz
Łódka	- wychylenia lewo-prawo - wychylenie w przód - wymachy kończyn górnych	- omijanie przeszkód w rzece - przyspieszanie łódki - zbieranie nagród zawieszonych na różnych wysokościach
Narciarz	wchylenia lewo-prawo w przysiadzie	przejazd pod bramkami na trasie slalomu
Piłkarz	wymachy kończyn dolnych z zadaniem kognitywnym	kopanie piłki do bramki nogą dedykowaną, dowolną lub wymuszenie braku ruchu
Osiótek	skręty tułowia w stanie wykrocznym ramiona wyprostowane w poziomie lub nie	omijanie przeszkód i zbiera- nie nagród przy jeździe na osiołku uliczką miasteczka
Kolory	wchylenia w kierunkach SEBT w półkołu przednim z wytrzymaniem pozycji z zadaniem kognitywnym	przemieszczanie wskaźnika z COP nad kolorowe pola w sekwencji zapamiętanej we wcześniejszym pokazie
Żabka	wymachy/wykroki kończyn dolnych w kierunkach SEBT z zadaniem kognitywnym	przeskakiwanie po liściach na stawie nogą wymuszoną przez kolor mrugającego liścia
Rower	marsz w miejscu z wymuszoną wysokością podnoszenia kończyn dolnych	przejazd wycieczki rowerowej w tempie wynikającej z wcześniejszej kalibracji pacjenta
Owoce	wchylenia przód - tył w wykroku	cykliczne przenoszenie owoców ze skrzynki na taśmę produkcyjną
Skater	- wychylenia prawo – lewo lub po skosie w wykroku, - unoszenie przedniej kończyny dolnej i odpowiadającej jej kończyny górnej	- sterowanie skrętami deskorolki w celu pokonania różnych przeszkód - zbieranie punktów

Ocena powtarzalności testów stania swobodnego na prototypowym systemie Virtual Balance Clinic

Anna Hadamus¹, Monika Selegat^{1,2}, Aneta Bugalska¹, Karolina Wiaderna¹,
Marta Grabowicz¹, Sebastian Wójtowicz¹, Anna Mosiołek¹, Dariusz Białoszewski¹

¹ Zakład Rehabilitacji Oddz. Fizjoterapii II Wydziału Lekarskiego,
Warszawski Uniwersytet Medyczny

² Instytut Systemów Elektronicznych, Politechnika Warszawska

*Praca sfinansowana ze środków NCBiR w ramach programu STRATEGMED
– projekt VB-Clinic.*

WSTĘP

Prototypowy system Virtual Balance Clinic (VBC) jest oparty o platformę dynamometryczną i system oceny video 3D (Kinect). Oprogramowanie diagnostyczne obejmuje m.in. statyczne testy równowagi (stanie swobodne) z oczami otwartymi i zamkniętymi. W testach tych oceniane są następujące parametry: parametry położenia i prędkości środka ciężkości w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej (zakres, położenie średnie, prędkość, wartość skuteczna, długość ścieżki), prędkość i droga COP, Sway Ratio i Directional Index w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej, Stability Vector (kąt i długość) oraz kąt i pole elipsy ufności 95% [1].

Celem badań była ocena powtarzalności zaimplementowanych do VBC testów stania swobodnego z wykorzystaniem liczonych przez system parametrów.

MATERIAŁ I METODA

Badania wykonano o 55 młodych, zdrowych osób w wieku 19-24 lata. Badania wykonywano 3-krotnie wg tego samego protokołu i w tych samych warunkach pomiarowych. U 10 osób jedno z badań było niepełne lub nieprawidłowo wykonane i te dane zostały usunięte.

Surowe dane zostały przeliczone w programie Matlab, wyliczono z nich parametry opisane powyżej. Analizę statystyczną wykonano w programie Statistica 13.1 z wykorzystaniem ANOVA Friedmanna.

WYNIKI

Wykazano wysoką powtarzalność większości liczonych parametrów. Sway Ratio AP uległ istotnemu zmniejszeniu w kolejnych testach, zarówno przy oczach otwartych, jak i zamkniętych ($p < 0,001$). Zmianom ulegało również odchylenie standardowe wychyleń ML i pole elipsy przy oczach otwartych ($p < 0,05$).

DYSKUSJA

Zmniejszanie się Sway Ratio w kolejnych pomiarach u osób zdrowych przy braku zmiany pozostałych, uznanych parametrów równowagi sugeruje, iż parametr ten może być zbyt czuły i wskazywać na zmiany, które nie są istotne klinicznie. W dotychczasowych publikacjach dot. SR brakuje oceny powtarzalności tego parametru [1,2]. Zmiany dwóch pozostałych parametrów, które były istotne w teście stania swobodnego z oczami otwartymi, należałoby poddać weryfikacji, ponieważ nie ulegały one zmianom przy oczach zamkniętych. Publikacje sugerują jednak, że pewna zmienność parametrów położenia środka ciężkości przy pomiarach przeprowadzanych w kolejnych dniach jest naturalna [3].

LITERATURA

1. Błaszczyk JW. Sway ratio - a new measure for quantifying postural stability. *Acta Neurobiol Exp (Wars)*. 2008;68(1):51-7
2. Błaszczyk JW, Beck M, Sadowska D. Assessment of postural stability in young healthy subjects based on directional features of posturographic data: vision and gender effects. *Acta Neurobiol Exp (Wars)*. 2014;74(4):433-42.
3. Lovecchio N, Zago M, Perucca L, Sforza C. Short-Term Repeatability of Stabilometric Assessments. *J Mot Behav*. 2017;49(2):123-128.

Weryfikacja wykonywania ćwiczeń rehabilitacyjnych z użyciem czujnika Kinect – porównanie wbudowanych algorytmów Kinect SDK i nowoczesnych metod uczenia maszynowego

Jakub Michoński, Jakub Banaszkiewicz, Filip Niczyj, Piotr Siekański, Robert Sitnik
Wydział Mechatroniki, Politechnika Warszawska

WSTĘP

Akwizycja ruchu z użyciem metod optycznych jest dobrze rozwinięta i często używana w praktyce. Czujnik Kinect, używający optycznej metody polowej, daje możliwość zebrania informacji o położeniu punktów charakterystycznych ciała na podstawie analizy danych z wbudowanego czujnika głębi. Użycie czujnika Kinect w zastosowaniach rehabilitacyjnych jest rozpowszechnione ze względu na niską cenę i relatywnie wysoką jakość dostarczanych danych. Prezentujemy metodę oceny ruchu na podstawie tej informacji z użyciem nowoczesnych metod uczenia maszynowego. Dokonujemy porównania opracowanej metody z wbudowanymi w platformę Kinect algorytmami wykrywania gestów oraz przedstawiamy przykładowe wyniki obu metod na ćwiczeniu rehabilitacyjnym będącym częścią platformy „Wirtualna Klinika Równowagi”.

MATERIAŁ I METODA

Czujnik Kinect jest zazwyczaj używany w zastosowaniach, w których potrzebna jest detekcja i analiza ruchu z małą dokładnością. Na podstawie skanu wyznaczany jest zgrubny szkielet z stawami, który w nieokreślony sposób powiązany jest z systemem mięśniowo-szkieletowym człowieka. W oprogramowanie producenta wbudowany jest przyjazny dla użytkownika mechanizm budowy gestów. Gesty te są zaimplementowane z użyciem prostych metod uczenia maszynowego i mogą służyć do weryfikacji ruchu podczas ćwiczenia rehabilitacyjnego. Metoda ta ma jednak szereg wad, które sprawiają, że osiągnięcie dobrej jakości weryfikacji ćwiczeń w tym zastosowaniu jest często trudne, a czasem niemożliwe. Aby polepszyć jakość weryfikacji ćwiczeń, lecz nie rezygnować z wygody jaką daje wykorzystanie czujnika Kinect, zaimplementowano specjalną metodę uczenia maszynowego z użyciem rekursywnych sieci neuronowych. Wyniki obu metod przetestowano na zestawie ruchów z wybranej gry rehabilitacyjnej z platformy „Wirtualna Klinika Równowagi”.

WYNIKI

Narzędzia dostarczone z Kinect SDK stanowią wygodną bazę do weryfikacji prostych ruchów. Ze względu na zamkniętą strukturę tych narzędzi w praktyce pojawia się jednak szereg problemów, takich jak: trudność w edycji danych, brak odpowiedniej dokumentacji działania zaimplementowanych algorytmów oraz parametrów ich kontroli, brak możliwości wyboru cech użytych do trenowania gestów oraz brak wpływu na wstępne przetwarzanie danych. Dodatkowym problemem jest uzyskanie wysokiej dokładności i powtarzalności oceny ruchu. W zaimplementowanej wyspecjalizowanej ścieżce przetwarzania przewidziano następujące kroki: ekstrakcja danych oryginalnych nagrań wykonanych z użyciem czujnika Kinect, wstępne przetwarzanie danych umożliwiające różne sposoby normalizacji wymiarów i położenia szkieletu w przestrzeni, wyznaczenie zestawu cech na podstawie szkieletu, redukcję wymiarowości danych i usunięcie skorelowanych cech, oraz wytrenowanie rekursywnego modelu sieci neuronowych z użyciem tak przygotowanych danych. Opracowana ścieżka przetwarzania pozwoliła na lepszą kontrolę całego procesu. Testy na wybranym ćwiczeniu rehabilitacyjnym pokazały wzrost jakości weryfikacji ruchów zawartych w tym ćwiczeniu.

DYSKUSJA

Czujnik Kinect jest w wielu przypadkach wystarczającym narzędziem do akwizycji ruchu. Gesty wbudowane w platformę Kinect są odpowiednie do weryfikacji prostych ruchów, znacząco różniących się między sobą. W przypadku małych różnic pomiędzy ruchami, czyli chęci rozróżnienia poprawnego i niepoprawnego wykonania ruchu, wbudowane gesty nie zapewniają wystarczającej możliwości rozróżnienia tych ruchów, co znacząco pogarsza jakość weryfikacji. Dodatkowe trudności stwarza zamknięta forma tych narzędzi, co wymusza traktowanie ich jak czarnej skrzynki, z ograniczoną możliwością wpływania na poszczególne etapy przetwarzania danych i budowy modelu. Zaimplementowana ścieżka przetwarzania daje możliwość wykorzystania potencjału czujnika i algorytmów wykrywania szkieletu, jednocześnie umożliwiając bardziej elastyczną pracę z danymi i lepsze wyniki weryfikacji ruchów. Dalszą poprawę wyników i większą czułość można by uzyskać poprzez implementację innego algorytmu wyznaczania szkieletu na podstawie surowych danych z czujnika Kinect.

LITERATURA

1. Chang, Chien-Yen, et al. "Towards pervasive physical rehabilitation using Microsoft Kinect." *PervasiveHealth*. 2012.
2. Biswas, Kanad K., and Saurav Kumar Basu. "Gesture recognition using Microsoft Kinect®." *Automation, Robotics and Applications (ICARA), 2011 5th International Conference on*. IEEE, 2011.
3. Zaremba, Wojciech, Ilya Sutskever, and Oriol Vinyals. "Recurrent neural network regularization." *arXiv preprint arXiv:1409.2329* (2014).

Ocena powtarzalności testów funkcjonalnych na prototypowym systemie Virtual Balance Clinic

Anna Hadamus¹, Monika Selegat^{1,2}, Aneta Bugalska¹, Karolina Wiaderna¹,
Marta Grabowicz¹, Sebastian Wójtowicz¹, Anna Mosiołek¹, Dariusz Białoszewski¹

¹ Zakład Rehabilitacji Oddz. Fizjoterapii II Wydziału Lekarskiego,
Warszawski Uniwersytet Medyczny

² Instytut Systemów Elektronicznych, Politechnika Warszawska

*Praca sfinansowana ze środków NCBiR w ramach programu STRATEGMED
– projekt VB-Clinic.*

WSTĘP

Do prototypowego systemu Virtual Balance Clinic (VBC) opartego o platformę dynamometryczną i system oceny video 3D, zostały zaimplementowane poza testami stania swobodnego również test maksymalnego wychylenia oraz test funkcjonalny.

Test maksymalnego wychylenia polega na wykonaniu maksymalnego wychylenia do przodu po podaniu przez system komendy (sygnału dźwiękowego) i utrzymania pozycji wychylonej do końca trwania testu. Wyliczane z testu wychylenia parametry obejmują zakres, średnią i odchylenie standardowe położenia COP w płaszczyźnie strzałkowej ze wszystkich trzech faz testu oraz czas trwania wychylenia (fazy 2). Wyznaczane są również linie regresji dla poszczególnych faz [1].

Test funkcjonalny obejmuje powtarzane wychylenia w płaszczyźnie A-P w ustalonym zakresie z krótkotrwałym utrzymaniem pozycji wychylonej. Wynik tego testu obejmuje średni czas osiągnięcia celu, średnią prędkość COP oraz parametr optymalizacji ścieżki (Accuracy Ratio podawany w %).

Celem badań była ocena powtarzalności zaimplementowanych do VBC testów funkcjonalnych z wykorzystaniem liczonych przez system parametrów.

MATERIAŁ I METODA

Badania wykonano o 55 młodych, zdrowych osób w wieku 19-24 lata. Badania wykonywano 3-krotnie wg tego samego protokołu i w tych samych warunkach pomiarowych. U 10 osób jedno z badań było niepełne lub nieprawidłowo wykonane i te dane zostały usunięte.

Surowe dane zostały przeliczone w programie Matlab, wyliczono z nich parametry opisane powyżej. Analizę statystyczną wykonano w programie Statistica 13.1 z wykorzystaniem ANOVA Friedmanna.

WYNIKI

W teście maksymalnego wychylenia zmianom ulegał jedynie czas trwania fazy wychylania, przy czym nie obserwowano tendencji w żadnym kierunku ($p < 0,05$). Pozostałe parametry w teście maksymalnego wychylenia nie ulegały istotnym zmianom. Podobnie w teście funkcjonalnym wykazano wysoką powtarzalność liczonych parametrów ($p > 0,05$).

DYSKUSJA

Stabilność pomiarów z wykorzystaniem testu maksymalnego wychylenia została potwierdzona przez Jurasę i wsp. [1]. Nie stwierdzili oni jednak istotnych zmian w zakresie czasu trwania fazy wychylania, przy czym pomiary były prowadzone tego samego dnia w odstępach kilkuminutowych. W przedstawionym powyżej badaniu oceniano wykonanie testu w kolejnych dniach, co może powodować niewielkie zmiany w zakresie parametrów równowagi [2].

Wydaje się, że lepszym parametrem do oceny fazy 2 testu wychylenia maksymalnego jest ocena długości i nachylenia linii regresji ze względu na dobrą jej powtarzalność, również w pomiarach przeprowadzanych w kolejnych dniach.

Powtarzalność testu funkcjonalnego w przeprowadzonym badaniu wskazuje, że może być on stosowany do oceny klinicznej stabilności na nieruchomej platformie. Nie znaleziono publikacji oceniających powtarzalność tego testu, ale wskazuje się na jego użyteczność w diagnostyce funkcjonalnej u osób starszych czy pacjentów z tzw. „bólami krzyża” [3,4].

LITERATURA

1. Juras G, Słomka K, Fredyk A, Sobota G, Bacik B. Evaluation of the Limits of Stability (LOS) Balance Test. *J Hum Kinet.* 2008;19:39-52.
2. Lovecchio N, Zago M, Perucca L, Sforza C. Short-Term Repeatability of Stabilometric Assessments. *J Mot Behav.* 2017;49(2):123-128.
3. Liaw MY, Chen CL, Pei YC, Leong CP, Lau YC. Comparison of the static and dynamic balance performance in young, middle-aged, and elderly healthy people. *Chang Gung Med J.* 2009;32(3):297-304.
4. Ayhan C, Bilgin S, Aksoy S, Yakut Y. Functional contributors to poor movement and balance control in patients with low back pain: A descriptive analysis. *J Back Musculoskeletal Rehabil.* 2016;29(3):477-86.

Biomechaniczne kryteria oceny techniki ruchu tancerzy sportowych w stylu standardowym.

Szymon Kuliś

Akademia Wychowania Fizycznego im. Józefa Piłsudskiego w Warszawie

Opiekun naukowy Dr hab. Jan Gajewski prof. AWF

Wprowadzenie i cel pracy: Zastosowanie akcelerometrii do bezpośredniego pomiaru przyspieszeń miednicy u par sportowych może okazać się przydatne do oceny jego powtarzalności i stopnia skoordynowania pary tanecznej. Celem badań jest sformułowanie biomechanicznych kryteriów oceny techniki ruchu przy uwzględnieniu analizy przebiegu przyspieszeń obręczy biodrowej u par tanecznych.

Materiał i metody: W badaniach wzięło udział pięć par tanecznych o średniozaawansowanym poziomie sportowym. Każda z nich wykonała trzykrotnie jednominutowe okrążenie obrotu w prawo w walcu wiedeńskim do muzyki na sali gimnastycznej z dwuminutową przerwą między okrążeniami. Trójosiowe przyspieszeniomierze zostały umieszczone na kości krzyżowo-biodrowej u zawodnika i zawodniczki. Zgodność i powtarzalność wartości zmiennych zdefiniowanych jako kwadraty różnicy sygnałów wybranych składowych przyspieszeń i prędkości kątowych obręczy biodrowej partnera i partnerki, zbadano za pomocą współczynnika korelacji wewnątrzklasowej (ICC):

Wyniki: Po analizie wyników badań przeprowadzonych na parach sportowych, zaobserwowano wysoką zgodność i powtarzalność dla wszystkich zmiennych $< 0,5$ (ICC) z wyłączeniem zgodności przyspieszeń wzdłuż osi strzałkowej, gdzie wyniosła ona 0,084. Najwyższą wartość współczynnika korelacji wewnątrzklasowej zaobserwowano dla pionowej składowej prędkości kątowej 0,917

Wnioski: W walcu wiedeńskim mężczyzna i kobieta poruszają się w parze trzymając fizyczny kontakt w przednich częściach ciała od miednicy do wysokości mostka. Wtedy, gdy jedno porusza się w przód, drugie porusza się do tyłu. Różnica sygnałów tej składowej przyspieszenia nie jest zatem dobrą miarą synchronizacji ruchów.. Spośród pięciu badanych zmiennych dla czterech zaobserwowano dużą powtarzalność przy jednoczesnym zróżnicowaniu wyników dla poszczególnych par.

Aktywność bioelektryczna mięśni tułowia i kończyny dolnej w pierwszej pozycji klasycznej u uczennic szkoły baletowej

Joanna Gorwa¹, Jarosław Kabaciński¹, Michał Murawa¹, Anna Fryzowicz¹

¹Zakład Biomechaniki, Akademia Wychowania Fizycznego, im. E. Piaseckiego, Poznań

WSTĘP

Opanowanie prawidłowego przyjmowania pierwszej pozycji klasycznej (PPK) jest niezwykle istotne w tańcu klasycznym. W pozycji tej kończyny dolne (KKD) zrotowane są na zewnątrz, tak że osie stóp tworzą prostą linię przyłączonych piętach (*Vaganova, 2015*). Wielkość całkowitej rotacji zewnętrznej w PPK definiowanej jako ustawienie stopy względem podłoża jest sumą rotacji w stawie biodrowym i kolanowym oraz stawach stopy. W technicznie prawidłowo osiąganey PPK, około 50-70% całkowitej rotacji zewnętrznej powinno pochodzić ze stawu biodrowego (*Sherman et al. 2014*). Tancerze z mniejszymi możliwościami rotacji zewnętrznej w stawach biodrowych, kompensują je niefizjologicznym „wykręcaniem” stawów kolanowych i stóp na zewnątrz w PPK (*Coplan 2002*), co skutkuje zwiększonym ryzykiem urazów (*Coplan, 2002*). Większa od przeciętnej naturalna rotacja zewnętrzna w stawach biodrowych jest elementem selektywnym, gwarantującym przyjęcie do szkoły baletowej oraz czynnikiem sprzyjającym prawidłowemu przyjmowaniu PPK. Dotychczas nie zbadano jaka jest aktywność bioelektryczna mięśni tułowia i KKD u tancerzy podczas stania w PPK oraz czy wielkość biernej rotacji zewnętrznej w stawach biodrowych ma związek z aktywnością bioelektryczną tych mięśni.

Celem niniejszych badań było określenie wartości zmiennych elektromiograficznych i kinematycznych podczas stania w PPK u uczennic szkoły baletowej z różną wielkością biernej rotacji zewnętrznej w stawach biodrowych.

MATERIAŁ I METODA

W badaniach wzięło udział 14 uczennic szkoły baletowej o średniej wieku: 14.5 ± 1.4 lat, masy ciała: 45.5 ± 7.6 kg, wysokości ciała: 1.59 ± 0.08 m oraz BMI: 17.90 ± 1.82 kg/m². Tancerki podzielono na dwie grupy w zależności od zmierzonej maksymalnej biernej rotacji zewnętrznej w stawach biodrowych. Po zsumowaniu wyników dla prawego i lewego stawu biodrowego dla każdej badanej i obliczeniu mediany dla uzyskanych wartości, utworzono dwie grupy: z wartościami badanej zmiennej powyżej (grupa I) i poniżej (grupa II) mediany.

Sygnal EMG oraz dane kinematyczne rejestrowano podczas trzech 30-sekundowych prób stania swobodnego oraz trzech 30-sekundowych prób stania w PPK. Do badania elektromiograficznego wykorzystano bezprzewodowe urządzenie Telemyo 2400T G2 (Noraxon, USA). Elektrody powierzchniowe naklejono nad obszarem 14 mięśni prawej strony tułowia i kończyny dolnej (KD): m. prostownika grzbietu w odcinku lędźwiowym, m. prostego brzucha, m. pośladkowego wielkiego, m. dwugłowego uda, m. półścięgnistego, m. krawieckiego, m. przywodziciela uda długiego, m. prostego uda, m. obszernego przyśrodkowego i bocznego, m. piszczelowego przedniego, m. strzałkowego długiego, głowy przyśrodkowej i bocznej m. brzuchatego łydki. Sygnal EMG zarejestrowany podczas stania w PPK, po skonwertowaniu amplitud ujemnych na dodatnie i zastosowaniu algorytmu RMS, został znormalizowany do średniej wartości uzyskanej podczas stania swobodnego według wzoru: $EMG_{PPK}/EMG_{pozycja\ swobodna}$. Do badania wielkości rotacji zewnętrznej w stawie biodrowym i kolanowym oraz stopy względem podłoża wykorzystano system BTS Smart D (BTS Bioengineering, Milan, Italy) oraz model Vaughan-Davis obejmujący miednicę i KKD. Wartości kątów zarejestrowane podczas stania swobodnego służyły za wartości referencyjne, które zostały odjęte od wartości zarejestrowanych podczas stania w PPK.

Do analizy statystycznej wykorzystano program SPSS 24.0. Do określenia różnic wartościach zakresu biernej rotacji zewnętrznej w stawach biodrowych pomiędzy grupą I i grupą II zastosowano *t*-test ($p < 0.05$). Test ANOVA ($p < 0.05$) dla schematu mieszanego (2×2 , grupa $\times$ KD) zastosowano do porównań średnich wartości kątów oraz aktywności bioelektrycznej mięśni. W celu określenia różnic w wartościach badanych zmiennych pomiędzy grupą I i grupą II oraz pomiędzy KD lewą i KD prawą wykonano analizę testem post-hoc Bonferroniego ($p < 0.05$).

WYNIKI

Zakres biernej rotacji zewnętrznej w stawach biodrowych, obliczony jako suma maksymalnej rotacji zewnętrznej w prawym i lewym stawie był istotnie statystycznie większy w grupie I – $55.8^\circ \pm 6.9^\circ$, niż w grupie II – $37.6^\circ \pm 3.9^\circ$ ($p < 0.05$). W grupie I zaobserwowano istotnie statystycznie większą rotację zewnętrzną w stawie kolanowym prawym (23.2° vs. 18.1° , $p < 0.05$). Wielkość rotacji zewnętrznej stopy prawej (58.2° vs. 57.9°), stopy lewej (58.1° vs. 57.4°), kolana lewego (19.4° vs. 18.0°), biodra prawego (26.3° vs. 25.8°) oraz biodra lewego (26.5° vs. 30.3°) nie różnią się istotnie pomiędzy, odpowiednio, grupą I i grupą II. Wyniki badań elektromiograficznych w obu grupach podano w tabeli I.

Tabela I. Wartości średnie aktywności bioelektrycznej badanych mięśni w dwóch grupach

Mięsień	Grupa I	Grupa II	Mięsień	Grupa I	Grupa II
Prostownik grzbietu	1.9 (0.9)	2.4 (1.7)	Prosty uda	2.0 (1.6)	1.6 (0.6)
Prosty brzucha	0.9* (0.4)	0.5* (0.1)	Obszerny przyśr.	3.2 (1.8)	2.8 (1.3)
Pośladkowy wielki	7.0* (3.2)	3.5* (2.2)	Obszerny boczny	4.3 (3.2)	3.9 (1.6)
Dwugłowy uda	1.1 (0.4)	0.9 (0.4)	Piszczelowy prz.	4.2 (2.8)	4.3 (2.8)
Półścięgnisty	0.6 (0.2)	0.5 (0.1)	Strzałkowy	1.8 (0.9)	1.8 (1.0)
Krawiecki	1.1* (0.8)	0.7* (0.2)	Brzuchaty, przyśr.	1.9 (1.0)	2.2 (1.6)
Przywodziciel długi	1.3 (0.6)	1.2 (0.4)	Brzuchaty, boczna	0.9 (0.3)	0.7 (0.3)

*Różnica pomiędzy grupami istotna statystycznie ($p < 0.05$); w nawiasach podano wartości odchyłeń standardowych

DYSKUSJA

Podjęte badania są pierwszymi w zakresie analizy elektromiograficznej mięśni tułowia i KD w PPK. Mimo braku różnic w kątach rotacji zewnętrznej w stawach biodrowych oraz stóp względem podłoża podczas stania w PPK pomiędzy grupami, zaobserwowano odmienną aktywność bioelektryczną mięśni. Tancerki z większym biernym zakresem rotacji zewnętrznej w stawach biodrowych podczas stania w PPK, w porównaniu do drugiej grupy, bardziej aktywowały główny mięsień odpowiadający za rotację zewnętrzną w stawie biodrowym – m. pośladkowy wielki oraz współdziałający z nim m. krawiecki. Ponadto w grupie I bardziej aktywny był m. prosty brzucha, który odpowiada za stabilizację tułowia. Może to świadczyć o bardziej świadomym wykorzystaniu gorsetu mięśniowego przez tancerki z większą naturalną rotacją zewnętrzną w stawach biodrowych.

LITERATURA

1. Vaganova A: Basic principles of classical ballet: Russian ballet technique. New York; Dover Publications, 2015
2. Sherman AJ, Mayall E, Tasker SL. Can a prescribed turnout conditioning program reduce the differential between passive and active turnout in pre-professional dancers? J Dance Med Sci 2014;18(4):159–168
3. Coplan JA. Ballet dancer's turnout and its relationship to self-reported injury. J Orthop Sports Med Phys Ther 2002;32(11):579–584

Pomiar wybranych parametrów przestrzennych ruchu prawej kończyny górnej podczas gry na skrzypcach

Wiktorja Pawelec¹, Michał Rychlik², Jacek Jelonek, Lechosław B. Dworak³

¹Z-d Biomechaniki, AWF – Poznań,

²Katedra Inżynierii Wirtualnej, Politechnika Poznańska,

³Katedra Bioniki, Uniwersytet Artystyczny – Poznań

WSTĘP

Zawodowa praca instrumentalisty często łączy się z ryzykiem występowania przeciążeń w narządach ruchu [1,2]. Długotrwały i specyficzny wysiłek fizyczny wywołuje dolegliwości zlokalizowane w mięśniach oraz ścięgnach i stawach, określane w literaturze specjalistycznej jako „playing- related musculoskeletal disorders” (PRMDs) [3]. Wiele badań wskazuje, że wśród wszystkich instrumentalistów - skrzypkowie obok pianistów i gitarzystów są grupą najczęściej narażoną na schorzenia zawodowe [1,4]. Specjaliści medycyny muzyków zauważają także, że skrzypkowie zgłaszają więcej problemów bólowych w prawej kończynie górnej niż w lewej [5].

Do ergonomicznych uwarunkowań PRMDs obserwowanych u wiolinistów można zaliczyć:

- specyficzne kinematyczne parametry ruchu (np. urozmaicona trajektoria, duża częstość, prędkość i wielokrotność powtórzeń,
- wymuszoną i nienaturalną pozycję grającego muzyka [6],
- niesymetryczny sposób poruszania się,
- długotrwałe napięcia mięśniowe o charakterze statycznym lub quasi-statycznym.

W przedstawionej pracy skupiono się na kilku wybranych parametrach kinematycznych ruchu kończyny „smyczkującej” (bowing arm) oraz porównano ich wartości zmierzone w dwóch różnych grupach skrzypków: studentów (młodych instrumentalistów, bez odczuwania dolegliwości) i muzyków o dłuższym stażu zawodowym, zgłaszających PRMDs.

MATERIAŁ I METODA

W badaniach wzięło udział 31 skrzypków - dwie grupy: 16 studentów akademii muzycznej (średnia wieku 20,9 lat) oraz 15 muzyków – pracowników dużych orkiestr z 5-letnim lub dłuższym stażem zawodowym (wiek średni 42,9 lat). Okres grania na instrumencie wynosił dla grupy młodszych uczestników badań średnio 15 lat, a dla „zawodowców” - 37 lat (w tym średni staż zawodowy 19 lat).

Do pomiarów wykorzystano egzoszkielet Gypsy-5, urządzenie rejestrujące ruch ciała człowieka, współpracujące z systemem Motion Capture (MOCAP). Dzięki czujnikom potencjometrycznym o rozdzielczości 0.125°, rozlokowanym w okolicach stawów, notowano ułożenie poszczególnych segmentów ciała w przestrzeni, a po przetworzeniu danych otrzymano wartości wybranych parametrów kinematycznych ruchu tych segmentów oraz uzyskano animację obserwowanych czynności. Zastosowano częstość próbkowania 60 Hz. Dogodna konstrukcja sprzętu wykonanego z włókna węglowego, niewielka masa urządzenia oraz zmieniająca się teleskopowo długość segmentów, pozwalały na swobodne wykonanie utworów muzycznych przez badane osoby. Podczas pomiaru wszyscy skrzypkowie grali ten sam utwór (Etiudę nr 2 R.Kreutzera), kolejno pięcioma wskazanymi sposobami artykulacji. Podjęto następujące techniki smyczkowania: „Détaché dolne”, „Détaché górne”, „Spiccato”, „Sautillé” i „Legato”. Tempo gry, „allegro moderato” (120 BPM), regulowano za pomocą metronomu. Badaniom poddano prawą kończynę górną,

WYNIKI I DYSKUSJA

Wyznaczono wybrane wielkości charakteryzujące ruch kończyny „smyczkującej”: kąty α - odwiedzenia ramienia od tułowia oraz kąty β - zgięcia i wyprostu w stawie łokciowym (ich wartości maksymalne, minimalne i średnie oraz zakresy ruchu realizowane podczas gry), a także drogę przemieszczenia się łokcia w przestrzeni i drogę przemieszczenia się nadgarstka. Porównano wartości tych parametrów pomiędzy grupami skrzypków zawodowych doświadczających dolegliwości mięśniowo-szkieletowe i młodych skrzypków. Potwierdziły się istotne statystycznie różnice w sposobie prowadzenia PKG pomiędzy skrzypkami z niedawnym doświadczeniem PRMDs i zdrowymi skrzypkami – studentami. Zanotowano mniejsze kąty α (odwiedzenie ramienia) oraz większe kąty β (opuszczanie przedramienia niżej) u instrumentalistów „zawodowych”, a także zmniejszanie przez nich zakresu ruchu w stawach, co potwierdza tezę o oszczędnościowej strategii ruchu starszej grupy instrumentalistów. Wartości zbadanych kątów (średnie dla pięciu sposobów artykulacji), a także prędkość liniowa łokcia są zbieżne z danymi innych badaczy [7] – biorąc pod uwagę, że średnia wartość drogi łokcia w badaniach własnych dla różnych technik wynosi 51,1m i została uzyskana w czasie 100s.

Nie zauważono istotnych różnic w długościach dróg pokonanych przez nadgarstek i łokieć w przestrzeni pomiędzy dwoma badanymi grupami. Jednak przyjmują one odmienne wartości w poszczególnych technikach artykulacyjnych, co potwierdzono statystycznie; największe przemieszczenia osiąga łokieć w technice „Détaché górne” (np. u studentów ponad 77 m).

Analiza zmierzonych wielkości może w obiektywny sposób wspomagać proces nauczania gry skrzypcowej i korektę ruchu u instrumentalistów odczuwających przeciążenia mięśniowo-szkieletowe wywołane pracą.

LITERATURA

1. Ackermann B., Driscoll T., Kenny D.T. Musculoskeletal Pain and Injury in Professional Orchestral Musicians in Australia. *Medical Problems of Performing Artists*, 2012, 27 (4), 181-187.
2. Gembris H., Heye A. *Älter werden im Orchester. Eine empirische Untersuchung*. LIT VERLAG Dr. W. Hopf, Berlin, 2012.
3. Chan C., Driscoll T., Ackermann B.J. Effect of a Musicians' Exercise Intervention on Performance-Related Musculoskeletal Disorders. *Medical Problems of Performing Artists*, 2014, 29 (4), 181-188.
4. Sousa C.M., Machado J.P., Greten H.J., Coimbra D. Playing-Related Musculoskeletal Disorders of Professional Orchestra Musicians from the North of Portugal: Comparing String and Wind Musicians. *Acta Medica Portuguesa*, 2017, 30(4), 302-306.
5. Berque P., Gray H., McFadyen A. Playing-Related Musculoskeletal Problems Among Professional Orchestra Musicians in Scotland: A Prevalence Study Using a Validated Instrument, the Musculoskeletal Pain Intensity and Interference Questionnaire for Musicians (MPIIQM). *Medical Problems of Performing Artists*, 2016, 31(2), 69-77.
6. Bodnar A. Schorzenia narządu ruchu wśród muzyków instrumentalistów. *Fizjoterapia*, 2006, 14(4), 74-78.
7. Shan G., Visentin P. A Quantitative Three-dimensional Analysis of Arm Kinematics in Violin Performance. *Medical Problems of Performing Artists*, 2003, 18(1), 3-10.

Ocena stabilności posturalnej i ryzyka upadków w cyklu dobowym*

Justyna Kędziołek¹, Patrycja Łach², Michalina Błażkiewicz¹

¹Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie

²Centralny Instytut Ochrony Pracy - Państwowy Instytut Badawczy

WSTĘP

W wyniku występowania zmian naturalnych rytmów okołodobowych dochodzi do zaburzeń w funkcjonowaniu między innymi układu pokarmowego, dokrewnego czy krążenia, pogarsza się koncentracja, zwiększa ryzyko popełnienia błędu czy wypadku przy pracy. Prawidłowe współdziałanie układu czuciowego, mięśniowego oraz ośrodkowego układu nerwowego warunkuje równowagę statyczną i dynamiczną człowieka. Zaburzenie pracy jednego z tych układów może spowodować wystąpienie niekontrolowanego upadku, a w konsekwencji uraz narządu ruchu mający wpływ na codziennie funkcjonowanie człowieka [1, 2]. Celem pracy było określenie wpływu pory dnia na występowanie zaburzeń równowagi w grupie osób zdrowych, prowadzących aktywny tryb życia.

MATERIAŁ I METODA

W badaniach wzięło udział 16 zdrowych, aktywnych fizycznie mężczyzn, w wieku 23.5 ± 3.5 lat. Kryterium włączenia do badań był brak schorzeń wpływających na stabilność posturalną. Pomiarów przeprowadzono w godzinach rannych (7:00-9:00) i nocnych (1:00-3:00). Badania powtórzono trzykrotnie. Do pomiarów wykorzystano platformę balansową Biodex Balance System SD. Analizowano wartości indeksów OSI (Overall Stability Index), APSI (Anterior-Posterior Stability Index), MLSI (Medio-Lateral Stability Index) i FRT (Fall Risk Test).

WYNIKI

Analiza uzyskanych wyników badań pokazuje, że stabilność posturalna jest gorsza w godzinach nocnych ($OSI = 1.42 \pm 0.82$) w porównaniu do godzin porannych ($OSI = 1.38 \pm 0.72$). Wykazano również, że ryzyko upadków jest nieznacznie wyższe w godzinach nocnych ($FRT = 0.71 \pm 0.36$) niż porannych ($FRT = 0.7 \pm 0.31$). Natomiast pokazane różnice, nie były istotne statystycznie (Wilcoxon test, $p > 0.05$).

DYSKUSJA

Analiza badań przeprowadzonych na zdrowej grupie, młodych mężczyzn wskazuje na tendencje do pogarszania się zdolności do utrzymania równowagi ciała i wzrostu ryzyka upadku w godzinach nocnych. Dlatego istotnym wydaje się opracowanie takich samych badań w grupie osób pracujących zmianowo, czy w grupie osób starszych, aby sprawdzić, czy czynniki takie jak wiek oraz rodzaj pracy istotnie wpływają na równowagę mierzoną o różnych porach dnia. Natomiast zwiększenie grupy badanej, pozwoliłoby uzyskać wyniki wzorcowe, które mogłyby posłużyć za normy do badania innych grup np. z patologiami narządu ruchu, czy osób z zaburzonym rytmem okołodobowym.

LITERATURA

1. Kuleta A., Pawlas K. (2013). *Bezpieczeństwo Pracy* 8: 13-17.
2. Vyas M.V. et al. (2012). *BMJ* 345: e4800

* Praca realizowana w ramach projektu „Poprawa bezpieczeństwa i warunków pracy” IV etap wieloletniego programu finansowanego w latach 2017-2019 w zakresie zadań służb państwowych przez Ministerstwo Rodziny, Pracy i Polityki Społecznej, oraz częściowo z programu DS. – 257.

Wielkość kąta lordozy a poziom bólu oraz rodzaj wykonywanej pracy u kobiet uczęszczających na zajęcia fitness – badania pilotażowe

PATRYCJA PROSKURA, MAŁGORZATA SOBERA
Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu

WSTĘP

Bóle kręgosłupa stanowią w dzisiejszych czasach poważny problem, mogą mieć wpływ na funkcjonowanie w życiu codziennym i tym samym wpływać na jakość życia (Stodolny, 2004). Na dolegliwości bólowe kręgosłupa w odcinku lędźwiowym są narażone osoby prowadzące sedenteryjny tryb życia, a zatem pracujące w pozycji siedzącej (Damanhuri i wsp. 2014). Jednym z najbardziej polecanych sposobów radzenia sobie z dolegliwościami bólowymi kręgosłupa jest aktywność fizyczna, co potwierdzają badania naukowe (Gladwell i wsp. 2006). Osoby zmagające się z tego typu dolegliwościami bardzo często decydują się na uczęszczanie do klubów fitness, które dysponują szeroką ofertą zajęć grupowych. Jednak zajęcia te nie uwzględniają indywidualnych potrzeb każdego z ćwiczących. Najbardziej znaczący wpływ na rozkład sił w dolnym segmencie kręgosłupa ma kształt lordozy lędźwiowej (Scannell i McGill, 2003; Chun i wsp. 2017). Wielkość łuku lordozy lędźwiowej, którą należy uważać za normalną, jest niejednoznacznie określona a rozpiętość podawanych norm, znaczna. W badaniu, w którym przeprowadzono pomiary w grupie 109 osób (w tym 70 mężczyzn i 39 kobiet w wieku od 21 do 83 lat), w pozycji stojącej, kąt lordozy lędźwiowej wyniósł średnio $49 \pm 15^\circ$, a w pozycji siedzącej $34 \pm 15^\circ$ (Lord i wsp. 1997). Zdaniem niektórych autorów (Chun i wsp. 2017) zarówno zbyt duży, jak i za mały kąt lordozy lędźwiowej stanowi źródło problemów związanych z bólem dolnego odcinka kręgosłupa. Celem pracy jest sprawdzenie związku wielkości kąta lordozy w odcinku lędźwiowym kręgosłupa a poziomem bólu oraz rodzajem wykonywanej pracy i sprawności w wykonywanych czynnościach życia codziennego u dorosłych kobiet.

MATERIAŁ I METODA

W badaniach wzięło udział 77 kobiet w wieku od 18 do 70 lat, które uczęszczają na zajęcia fitness. W celu określenia stopnia niepełnosprawności w życiu codziennym ze względu na występowanie dolegliwości bólowych kręgosłupa został wykorzystany kwestionariusz Oswestry (Fairbank i wsp. 1980). Natomiast w celu zbadania wielkości kąta lordozy lędźwiowej wykorzystano inklinometr cyfrowy Saundersa (Cyfrowy Pochyłomierz Saundersa. Instrukcja obsługi. Technomex, Sp.z O.O. Gliwice.).

WYNIKI

Wyniki badań pilotażowych potwierdzają występowanie problemu związanego z bólem dolnego odcinka kręgosłupa wśród kobiet pracujących w pozycji siedzącej. Wykazano następujące dodatnie istotne korelacje: pomiędzy intensywnością bólu a poziomem niepełnosprawności w życiu codziennym ($r=0,78$); pomiędzy intensywnością bólu a poziomem odczuwania bólu podczas siedzenia ($r=0,57$); pomiędzy intensywnością bólu a poziomem odczuwania bólu podczas stania ($r=0,39$) oraz pomiędzy intensywnością bólu a poziomem odczuwania bólu podczas pielęgnacji ($r=0,45$). Stwierdzono brak korelacji pomiędzy wielkością kąta lordozy lędźwiowej a poziomem sprawności w życiu codziennym wśród kobiet uczęszczających na zajęcia fitness.

DYSKUSJA

W przeprowadzonych badaniach wśród 49% przypadków kąt lordozy lędźwiowej był w granicach normy (30° - 40°) (AMA, 1993). Wyniki przedstawione w tej pracy wykazały znaczące zróżnicowanie w wielkości kąta lordozy lędźwiowej wśród badanych kobiet, ale tylko pomiędzy osobami pracującymi zarówno w pozycji siedzącej jak i fizycznie a tymi przebywającymi na emeryturze. Wielkości kąta lordozy osób pracujących umysłowo (tzn. przebywających wiele godzin w pozycji siedzącej) niemal wcale nie różniły się od tych, którzy pracowali fizycznie. Do

podobnych wniosków doszli także inni autorzy, którzy w grupie 508 osób w wieku 20-65 lat nie stwierdzili, by styl życia, w tym praca w pozycji siedzącej, miały wpływ na wielkość kąta lordozy lędźwiowej (Arab i Nourbakhsh, 2014). Natomiast badania własne potwierdzają problem występowania bólu kręgosłupa wśród osób prowadzących sedenteryjny tryb życia. Wykazano dodatnią bardzo wysoką korelację pomiędzy poziomem bólu pleców a pozycją siedzącą ($r=0,78$). W przypadku osób pracujących fizycznie badania przeprowadzone na 106 rolnikach także potwierdzają występowanie bólu kręgosłupa w odcinku lędźwiowym oraz ograniczenia w funkcjonowaniu w życiu codziennym (Tomczyszyn i wsp. 2018). Praca fizyczna często wiąże się również z długotrwałym przebywaniem w pozycji stojącej, podczas której często dochodzi do przyjmowania nieprawidłowej pozycji odcinka lędźwiowego kręgosłupa, a tym samym ze zbyt dużym lub zbyt małym przodopochyleniem miednicy. Badania innych autorów (Locks i wsp. 2018) również potwierdzają, iż długotrwałe przebywanie w statycznej pozycji stojącej może przyczyniać się do występowania dolegliwości bólowych w dolnym odcinku kręgosłupa. W badaniach własnych zaobserwowano przeciętną, ale istotną korelację pomiędzy intensywnością bólu a poziomem odczuwania bólu podczas stania ($r=0.39$).

Konkluzja

Wyniki tej pracy mogą świadczyć o połowicznym wpływie pozycji stojącej na intensywność bólu w okolicy lędźwiowej kręgosłupa u badanych kobiet.

LITERATURA

1. AMA: Guides to the Evaluation of Permanent Impairments. 4th edition, revised. AMA. Chicago II, 1993.
2. Arab AM., Nourbakhsh MR. Hamstring muscle length and lumbar lordosis in subjects with different lifestyle and work setting: comparison between individuals with and without chronic low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* 2014;27(1):63-70.
3. Chun SW., Lim CY., Kim K., Hwang J., Chung SG. The relationships between low back pain and lumbar lordosis: a systematic review and meta-analysis. *The spine journal: official journal of the North American Spine Society* 2017; 17(8):1180-1191.
4. Cyfrowy Pochyłomierz Saundersa. Instrukcja obsługi. Technomex, Sp.z O.O. Gliwice.
5. Damanhuri Z., Zulkifli A., Lau ACT., Zainuddin H. Low back pain among office workers in a public university in Malaysia. *International Journal of Public Health and Clinical Sciences* 2014; 1(1):99-108.
6. Fairbank JC., Couper J., Davies JB, O'Brien JP. The Oswestry low back pain disability questionnaire. *Physiotherapy* 1980, 66 (8): 271-273.
7. Gladwell V., Head S., Haggard M., Beneke R. Does a Program of Pilates Improve Chronic Non-Specific Low Back Pain. *J Sport Rehabil.* 2006, 15: 338-350.
8. Locks F., Gupta N., Hallman D., Birk Jørgensen M., Oliveira AB., Holtermann A. Association between objectively measured static standing and low back pain - a cross-sectional study among blue-collar workers. *Ergonomics* 2018, 61(9):1196-1207.
9. Lord MJ., MD, Small JM., MD, Dinsay JM., RN, MN, Watkins RG., MD. Lumbar lordosis. Effects of Sitting and Standing. *Spine* 1997, Vol. 22 (21): 2571-2574.
10. Mork PJ., H. Westgaard R. Backposture and low back muscle activity in female computer workers: A field study. *Clinical Biomechanics* 2009, 24: 169-175.
11. Scannell JP., McGill SM. Lumbar Posture—Should It, and Can It, Be Modified? A Study of Passive Tissue Stiffness and Lumbar Position During Activities of Daily Living. *Physical Therapy* 2003; 83(10): 907-17.
12. Stodolny J. Choroba przeciążeniowa kręgosłupa; Kielce 2004.
13. Tomczyszyn D., Solecki L., Pańczuk A. Assessment of the type of farmers' low back pain. *Medycyna Pracy* 2018; 20;69(4):355-364.

Wskaźnik Symetrii (Symmetry Index) wybranych parametrów czasowych chodu u pacjentów z artrozą

Karina NOWAK¹, Grzegorz SOBOTA², Bogdan BACIK², Grzegorz HAJDUK³,
Damian Kusz³

¹Katedra Teorii i Praktyki Sportu, Akademia Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki, Katowice

²Katedra Motoryczności Człowieka, Akademia Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki, Katowice

³Katedra i Klinika Ortopedii i Traumatologii Narządu Ruchu Śląskiego Uniwersytetu Medycznego, Katowice

WSTĘP

Zagadnienia z zakresu chodu patologicznego w artrozach są tematem nadal niewyjaśnionym. Poziom wiedzy na temat zmiany stereotypu chodu u osób z gonartrozą (*chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego*) i koksartrozą (*chorobą zwyrodnieniową stawu biodrowego*) jest wciąż niezadowalający. Liczne prace autorów Winter, Perry, Sutherland, dostarczają informacji o mechanizmach chodu fizjologicznego i patologicznego, jednak wciąż brakuje prac, w których autorzy dokonują ilościowej analizy porównawczej pacjentów z zaburzeniami funkcji lokomocji (Bennett 2008, Perry 1992, Shutherland 2001, Winter 1991). Celem pracy była ocena parametrów czasowych oraz stopnia asymetrii parametrów czasowych chodu u pacjentów z chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego i biodrowego.

W celu zweryfikowania hipotezy badawczej postawiono następujące pytania badawcze: Czy choroba zwyrodnieniowa wpływa na zmianę parametrów czasowych chodu? W jakim stopniu zmienia się wskaźnik symetrii (SI) chodu wybranych parametrów czasowych u pacjentów z osteoartrozą?

METODYKA BADAŃ

Grupy eksperymentalne liczyły 67 pacjentów z zdiagnozowaną chorobą zwyrodnieniową stawu kolanowego (SK) lub biodrowego (SB). Parametry antropometryczne gr. eksperymentalnych: (wiek 63,8[lat], masa ciała 82,8[kg], wysokość ciała 1,64[m]) hospitalizowanych w Klinice Ortopedii i Traumatologii Narządu Ruchu Śląskiego Uniwersytetu Medycznego. Dobór pacjentów do badań był celowy. Wszyscy pacjenci po udzieleniu pisemnej zgody i wyjaśnieniu przedmiotu badań zostali skierowani przez lekarza prowadzącego na dodatkowe badanie lokomocji systemem Smart DX BTS (Bioengineering Technology System, Włochy) w celu rejestracji parametrów chodu. Pacjentów poinformowano o celu i przebiegu badania oraz sposobie wykorzystania zgromadzonych danych. Na przeprowadzenie badań uzyskano zgodę Komisji Bioetycznej Śląskiego Uniwersytetu Medycznego w Katowicach. Wszystkie dane uzyskane w badaniu statycznym i dynamicznym zostały opracowane w programie Smart Analyzer, który posłużył do wygenerowania klasycznego raportu chodu. Otrzymano parametry kinematyczne każdego pacjenta z 10 cykli chodu z grupy eksperymentalnej SK oraz SB. Asymetrię parametrów chodu obliczono wyliczając zmodyfikowany wskaźnik symetrii chodu za procedurą przyjętą w literaturze przez Robinson (1987).

$$SI = \left| \frac{zmK_o - zmK_{no}}{\frac{1}{2}(zmK_o + zmK_{no})} \right|$$

zmK_o – rejestrowana zmienna chodu dla kończyny dolnej operowanej

zmK_{no} – rejestrowana zmienna chodu dla kończyny dolnej nieoperowanej

Wskaźnik symetrii wyliczono dla parametrów czasowych uzyskanych z klasycznego raportu chodu.

WYNIKI BADAŃ

Weryfikując hipotezę o różnicy wartości parametrów czasowych i stopnia asymetrii czasowej chodu u pacjentów z koksartrozą i gonartrozą otrzymane wyniki poddano analizie statystycznej. Za wyjątkiem dwóch parametrów: czasu trwania fazy wymachu i czasu cyklu wszystkie pozostałe parametry czasowe istotnie różnicowały grupy eksperymentalne pomiędzy sobą (faza podporowa [% cyklu chodu], faza podwójnego podparcia [% cyklu chodu], częstość stawiania kroków [krok/min]) ($p < 0,05$). Wyliczony wskaźnik symetrii chodu dla wybranych parametrów czasowych przedstawia tab. nr 1. Zaobserwowano, iż asymetria parametrów czasowych pomiędzy kończynami w grupach była dużo mniejsza niż w przypadku parametrów przestrzennych. Zaskakującym wynikiem było to, że różnice SI dla parametrów czasowych pomiędzy grupami w uzyskanych wartościach były niewielkie, a żaden z nich nie różnicował istotnie ($p > 0,05$) grupy eksperymentalne pomiędzy sobą.

Tabela 1. Wyniki statystyki opisowej ($\bar{x} \pm \text{odch.std.}$) oraz testowej wskaźnika symetrii parametrów czasowych chodu i w grupie SB i SK

Parametr	SB (n=16)	SK (n=23)	Test Levene'a	Test analizy wariancji
			p	P
SI dla fazy podporowej [%]	2,03±1,448	1,44±1,492	p>0,05	p>0,05
SI dla fazy wymachowej [%]	3,93±3,175	3,03±3,353	p>0,05	p>0,05
SI dla podwójnego podparcia [%]	4,73±3,756	4,28±3,597	p>0,05	p>0,05
SI dla czasu trwania cyklu [%]	0,3±0,275	1,96±7,628	p>0,05	p>0,05

DYSKUSJA

Pacjenci z artrozą mają zmieniony stereotyp chodu (Perry 2002, Bennett 2008). Zmiany funkcjonalne w artrozach prowadzą do powstawania szeregu mechanizmów kompensacyjnych, obserwuje się zmiany parametrów kinematycznych chodu: wydłużoną fazę podporową, krótszy cykl kroku, częstotliwość kroczenia, długość kroku ulega obniżeniu. Widoczna jest asymetria ruchów kończyn dolnych w chorobie zwyrodnieniowej, jednak w prezentowanych wynikach nie odnotowano istotnych statystycznie różnic w asymetrii parametrów czasowych chodu w obu grupach badawczych.

LITERATURA

- [1]. Bennett D., Humphreys L., O'Brien S., Kelly C., Orr J., Beverland D. (2008) *Gait kinematics of age-stratified hip replacement patients-A large scale, long-term follow-up study*, Gait Posture 28: 194-200.
- [2]. Perry J. (1992) *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, New Jersey, Slack, Inc. ISBN 978-1-55642-192-1.
- [3]. Robinson R.O., Herzog W., Nigg B.M. (1987) *Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry*, J Manip Physiol Ther 10: 172-6.
- [4]. Sutherland D. (2001) *The evolution of clinical gait analysis Part I Kinesiological EMG*, Gait Posture 14: 61-70.
- [5]. Winter D. A. (1991) *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*. University of Waterloo Press ISBN 0-88898-105-8.

Efektywność ćwiczeń i masażu na krześle a dolegliwości bólowe młodych instrumentalistów

Anna Cygańska¹, Aleksandra Truszczyńska-Baszak¹, Paweł Tomaszewski²

¹ Wydział Rehabilitacji, Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie

² Wydział Wychowania Fizycznego, Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie

WSTĘP

Artyści grający na instrumentach muzycznych, ze względu na obciążenia związane z grą na instrumencie cierpią na różne dolegliwości [1]–[5]. Większość problemów dotyczy narządu ruchu, zgłasza je nawet do 87% instrumentalistów [6]–[8]. Specjaliści oraz naukowcy podkreślają konieczność opracowania programów profilaktyki dla tej grupy zawodowej [9]–[13].

Celem badania było porównanie skuteczności dwóch metod fizjoprofilaktyki jakimi są masaż na krześle oraz autorski zestaw ćwiczeń w grupie studentów - instrumentalistów.

MATERIAŁ I METODA

Po uzyskaniu Senackiej Komisji Etyki Badań Naukowych Akademii Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie (SKE 01-61/2017) do badań włączono studentów Uniwersytetu Muzycznego w Warszawie w wieku od 18 do 25 lat. Badani zostali losowo przydzieleni do 3 grup: I - grupy masażu na krześle-16 osób, II - grupy ćwiczeń-14 osób, III – grupy kontrolnej – 14 osób.

Program obejmował 8 spotkań, w grupie I-szej masażu na krześle a w grupie II-giej ćwiczeń (4 tygodnie, 2 razy w tygodniu, przez 15 min.). Autorski zestaw ćwiczeń opracowano na podstawie wiedzy i doświadczenia klinicznego autorów badania oraz w oparciu o EBP`. Program składał się 14 ćwiczeń wzmacniających i rozciągających obejmujących mięśnie tułowia i kończyn. Masaż na krześle został wykonany na podstawie opracowania Szkoły Masażu Work-Site [14]. Zarówno masaż, ćwiczenia jak i wszystkie pomiary były prowadzone i nadzorowane przez tego samego specjalistę.

Dokonano pomiarów algometrycznych (wrażliwości uciskowej mięśni – próg bólu w kg/cm², aparatem Pain Test FPX Algometer (Wagner)) przed i po każdej interwencji. Pomiary wykonano w 6 punktach spustowych po prawej i lewej stronie ciała mięśni: m. nadgrzebieniowy, m. dźwigacz łopatki, m. czworoboczny (część zstępująca).

Analiza statystyczna. W opisie wyników wykorzystano podstawowe miary statystyczne: średnie arytmetyczne, odchylenia standardowe. Obliczeń dokonano w oparciu o program STATISTICA 13, wykorzystując analizę wariancji (ANOVA) w schemacie mieszanym (GrupaxBadanie) dla każdej ze stron ciała osobno, szczegółowych porównań dokonano post hoc przy zastosowaniu testu Tukeya. W ocenie istotności efektów przyjęto $p < 0,05$.

WYNIKI

Tab. 1. Średnie ($\pm$ SD) wrażliwości uciskowej wybranych punktów spustowych mięśni po stronie lewej i prawej mierzonych przed i po badaniu.

Zmienna	Masaż (n= 16)		Ćwiczenia (n= 14)		Kontrolna (n=14)	
	Pomiar przed	Pomiar po	Pomiar przed	Pomiar po	Pomiar przed	Pomiar po
Strona Prawa						
m. nadgrzebieniowy	2,3 $\pm$ 0,8	2,8 $\pm$ 0,9	2,3 $\pm$ 0,9	2,4 $\pm$ 0,8	2,8 $\pm$ 0,9	2,5 $\pm$ 1,0
m. dźwigacz łopatki ^C	3,1 $\pm$ 0,9	3,8 $\pm$ 0,9	3,0 $\pm$ 1,0	3,4 $\pm$ 0,9	3,5 $\pm$ 0,9	3,1 $\pm$ 0,9
m. czworoboczny ^C	3,3 $\pm$ 0,8	4,0 $\pm$ 1,4	3,6 $\pm$ 0,9	3,9 $\pm$ 1,0	4,2 $\pm$ 1,2	3,5 $\pm$ 1,2
Strona Lewa						
m. nadgrzebieniowy ^B	2,4 $\pm$ 0,7	3,0 $\pm$ 0,8	2,1 $\pm$ 0,4	2,6 $\pm$ 0,9	2,5 $\pm$ 0,7	2,5 $\pm$ 0,9
m.dźwigacz łopatki ^{B,C}	3,3 $\pm$ 1,1	4,3 $\pm$ 0,9*	3,0 $\pm$ 0,8	3,7 $\pm$ 0,8	3,5 $\pm$ 0,9	3,0 $\pm$ 1,0
m.czworoboczny	3,4 $\pm$ 1,0	4,0 $\pm$ 0,7	3,3 $\pm$ 0,8	3,7 $\pm$ 1,0	4,1 $\pm$ 1,1	3,6 $\pm$ 1,1

B - Istotny ($p < 0,05$) efekt główny Badanie; C - istotny ($p < 0,05$) efekt interakcji Grupa $\times$ Badanie;

**Znamienne ($p < 0,05$) różne od odpowiedniej wartości zaobserwowanej w badaniu.*

W wyniku przeprowadzonych analiz, dla żadnej ze zmiennych nie zaobserwowano różnic pomiędzy grupą masażu, ćwiczeń i grup kontrolną - brak istotności dla efektu grupa. Po przeprowadzeniu programu, obserwuje się jednak istotne zmniejszenie wrażliwości uciskowej badanych punktów spustowych, przy czym największe różnice dotyczyły grupy masażu.

W wybranych punktach spustowych: m. dźwigacz łopatki prawy ($p=0,03$), m. czworoboczny prawy i lewy ($p=0,002$) zaobserwowano, iż w grupach masaż i ćwiczenia wrażliwość uciskowa mięśni zmniejszyła się istotnie, przy czym w grupie masażu efekt ten był większy. W grupie kontrolnej zaobserwowano zwiększenie wrażliwości uciskowej badanych punktów spustowych. W punktach m. nadgrzebieniowy lewy ($p=0,03$), m. dźwigacz łopatki lewy ($p=0,03$) występuję istotna zmiana wrażliwości uciskowej po przeprowadzonym badaniu.

Nie zaobserwowano zmian w punktach spustowych mięśnia nadgrzebieniowego prawego oraz mięśnia czworobocznego lewego.

DYSKUSJA

Wielu artystów skarży się na ból, który pojawia się w trakcie edukacji i pracy zawodowej [15]–[19], a badania naukowe potwierdzają konieczność wdrożenia profilaktyki chorób zawodowych wśród instrumentalistów [10], [12], [13], [20], [21]. Istnieją różne programy i treningi, mające na celu zapobieganie różnym dolegliwościom muzyków [22]–[25], ale zdaniem autorów tworząc program profilaktyki dla młodych instrumentalistów należy przede wszystkim uwzględnić charakter obciążeń, specyfikę pracy oraz lokalizację dolegliwości. Oba zaproponowane programy zmniejszyły wrażliwość uciskową badanych punktów spustowych mięśni, potwierdzając słuszność doboru tych form profilaktyki. Metodą rekomendowaną przez autorów byłby masaż na krześle ze względu na istotnie większą poprawę niż przy zastosowaniu samych ćwiczeń.

LITERATURA

- [1] A. T. Ajidahun, W. Mudzi, W.-A. Wood, and H. Myezwa, "Musculoskeletal problems among string instrumentalists in South Africa," *South African J. Physiother.*, vol. 73, no. 1, p. 7, Feb. 2017.
- [2] J. R. C. de Queiroz, F. B. Mollica, P. Benetti, M. A. M. de Araujo, and M. C. Valera, "Degree of chronic orofacial pain associated to the practice of musical instruments in orchestra's participants.," *Indian J. Dent. Res.*, vol. 25, no. 1, pp. 28–31, 2014.
- [3] C. J. Demaree, K. Wang, and P. H. Lin, "Thoracic outlet syndrome affecting high-performance musicians playing bowed string instruments," *Vascular*, vol. 25, no. 3, pp. 329–332, Jun. 2017.
- [4] P. Blanco-Piñeiro, M. P. Díaz-Pereira, and A. Martínez, "Common postural defects among music students," *J. Bodyw. Mov. Ther.*, vol. 19, no. 3, pp. 565–572, Jul. 2015.
- [5] A. Nishiyama and E. Tsuchida, "Relationship Between Wind Instrument Playing Habits and Symptoms of Temporomandibular Disorders in Non-Professional Musicians," *Open Dent. J.*, vol. 10, no. 1, pp. 411–416, Aug. 2016.
- [6] S. Ranelli, A. Smith, and L. Straker, "Playing-related musculoskeletal problems in child instrumentalists: The influence of gender, age and instrument exposure," *Int. J. Music Educ.*, vol. 29, no. 1, pp. 28–44, Feb. 2011.
- [7] P. Blanco-Piñeiro, M. P. Díaz-Pereira, and A. Martínez, "Musicians, postural quality and musculoskeletal health: A literature's review.," *J. Bodyw. Mov. Ther.*, vol. 21, no. 1, pp. 157–172, Jan. 2017.
- [8] K. H. Woldendorp, P. van de Werk, A. M. Boonstra, R. E. Stewart, and E. Otten, "Relation Between Muscle Activation Pattern and Pain: An Explorative Study in a Bassists Population," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 94, no. 6, pp. 1095–1106, Jun. 2013.
- [9] L. N. Andersen, S. Mann, B. Juul-Kristensen, and K. Sogaard, "Comparing the Impact of Specific Strength Training vs General Fitness Training on Professional Symphony Orchestra Musicians: A Feasibility Study," *Med. Probl. Perform. Art.*, vol. 32, no. 2, pp. 94–100, Jun. 2017.
- [10] C. Chan, T. Driscoll, and B. Ackermann, "Development of a specific exercise programme for professional orchestral musicians," *Inj. Prev.*, vol. 19, no. 4, pp. 257–263, Aug. 2013.
- [11] C. Chan, T. Driscoll, and B. J. Ackermann, "Effect of a musicians' exercise intervention on performance-related musculoskeletal disorders.," *Med. Probl. Perform. Art.*, vol. 29, no. 4, pp. 181–8, Dec. 2014.
- [12] C. Spahn, "Treatment and prevention of music performance anxiety," in *Progress in brain research*, vol. 217, 2015, pp. 129–140.
- [13] C. Spahn, E. Voltmer, A. Mornell, and M. Nusseck, "Health status and preventive health behavior of music students during university education: Merging prior results with new insights from a German multicenter study," *Music. Sci.*, vol. 21, no. 2, pp. 213–229, Jun. 2017.
- [14] "Szkola WorkSite Marcin Banasiński." [Online]. Available: <http://szkola-worksite.pl/>. [Accessed: 09-May-2018].
- [15] A. Jacukowicz, "Psychosocial work aspects, stress and musculoskeletal pain among musicians. A systematic review in search of correlates and predictors of playing-related pain," *Work*, vol. 54, no. 3, pp. 657–668, Jul. 2016.
- [16] D. Kenny and B. Ackermann, "Performance-related musculoskeletal pain, depression and music performance anxiety in professional orchestral musicians: A population study," *Psychol. Music*, vol. 43, no. 1, pp. 43–60, Jan. 2015.
- [17] J. L. Stanek, K. D. Komes, and F. A. Murdock, "A Cross-Sectional Study of Pain Among U.S. College Music Students and Faculty," *Med. Probl. Perform. Art.*, vol. 32, no. 1, pp. 20–26, Mar. 2017.

- [18] C. Cruder *et al.*, "Profiling the Location and Extent of Musicians' Pain Using Digital Pain Drawings," *Pain Pract.*, vol. 18, no. 1, pp. 53–66, Jan. 2018.
- [19] K. H. Woldendorp, A. M. Boonstra, J. H. Arendzen, and M. F. Reneman, "Variation in occupational exposure associated with musculoskeletal complaints: a cross-sectional study among professional bassists," *Int. Arch. Occup. Environ. Health*, vol. 91, no. 2, pp. 215–223, Feb. 2018.
- [20] V. A. Baadjou, J. A. Verbunt, M. D. van Eijsden-Besseling, A. L. Samama-Polak, R. A. de Bie, and R. J. Smeets, "PREvention STudy On preventing or reducing disability from musculoskeletal complaints in music school students (PRESTO): protocol of a randomised controlled trial," *J. Physiother.*, vol. 60, no. 4, p. 232, Dec. 2014.
- [21] S.-H. Lee, S. Carey, R. Dubey, and R. Matz, "Intervention program in college instrumental musicians, with kinematics analysis of cello and flute playing: a combined program of yogic breathing and muscle strengthening-flexibility exercises," *Med. Probl. Perform. Art.*, vol. 27, no. 2, pp. 85–94, Jun. 2012.
- [22] S. D. Klein, C. Bayard, and U. Wolf, "The Alexander Technique and musicians: a systematic review of controlled trials," *BMC Complement. Altern. Med.*, vol. 14, p. 414, Oct. 2014.
- [23] S. F. Rocha, M. Marocolo, E. N. V. Corrêa, G. S. G. Morato, and G. R. da Mota, "Physical activity helps to control music performance anxiety," *Med. Probl. Perform. Art.*, vol. 29, no. 2, pp. 111–2, Jun. 2014.
- [24] M. Terry Loghmani, A. J. Bayliss, G. Clayton, and E. Gundeck, "Successful treatment of a guitarist with a finger joint injury using instrument-assisted soft tissue mobilization: a case report," *J. Man. Manip. Ther.*, vol. 23, no. 5, pp. 246–253, Oct. 2015.
- [25] L. F. Ying, G. I. Evens, M. N. Hashim, and L. F. Chiat, "Tension Release in Piano Playing: Teaching Alexander Technique to Undergraduate Piano Majors," *Procedia - Soc. Behav. Sci.*, vol. 174, pp. 2413–2417, Feb. 2015.

Wielokierunkowy system do pomiaru geometrii 4D (x, y, z, t) ciała człowieka w ruchu

Robert Sitnik, Paweł Liberadzki, Marcin Witkowski, Jakub Michoński, Krzysztof Krasowicz,
Łukasz Markiewicz
Wydział Mechatroniki, Politechnika Warszawska

WSTĘP

Prezentujemy nowatorskie podejście do skanowania ciała 4D (x, y, z, t), opracowane w celu wspomagania procesu monitorowania postępów rehabilitacji pacjentów. Metoda pomiarowa odwzorowuje rzeczywistą chwilową geometrię powierzchni ciała pacjenta z częstotliwością do 120 Hz w postaci sekwencji chmur punktów o rozdzielczości przestrzennej 1,0 mm i niedokładności 0,5 mm. Aktualnie realizujemy prace mające na celu znalezienie obiektywnych wskaźników pozwalających na monitorowanie postępów rehabilitacji. Potencjał zaproponowanego rozwiązania widzimy w szczególności odwzorowania geometrii znacznie większej niż to ma miejsce w systemach znacznikowych, które są aktualnie stosowane.

MATERIAŁ I METODA

Przedstawiony system składa się z czterech kierunkowych modułów rozmieszczonych równomiernie wokół objętości pomiarowej [1], aby zapewnić skanowanie całego ciała. Wykorzystano metodę z oświetleniem strukturalnym, dlatego każdy moduł kierunkowy składa się z kamer i projektorów cyfrowych. Aby zwiększyć pokrycie mierzonej powierzchni ciała z każdego kierunku, każdy moduł pomiarowy wykorzystuje dwa detektory i jeden projektor. Ta konfiguracja jest wynikiem optymalizacji systemu skanowania pod kątem odpowiedniej ilości danych i rozsądnej liczby elementów sprzętowych (co przekłada się na cenę systemu). Dla modułów kierunkowych został opracowany system synchronizacji z separacją widmową w postaci barwnej projekcji i odpowiadających jej filtrów [2]. To rozwiązanie pozwala każdemu detektorowi rejestrować tylko związany z nim projektowany wzór. Dla uzyskania częstotliwości pomiarowej równej 120Hz zastosowano wzór pojedynczej ramki z wyróżnionym znacznikiem. Opracowano kompletny zestaw algorytmów realizujący wszystkie etapy przetwarzania, w tym usuwanie skoków fazy, oparte tylko na pojedynczym obrazie rejestrowanym przez detektor. Końcowy rozkład fazy jest skalowany na współrzędne (x, y, z) na podstawie wspólnego procesu kalibracji w celu otrzymania pojedynczej chmury wielokierunkowej jako efektu pomiaru. System jest w stanie zrekonstruować dynamiczne obiekty w postaci chmur punktów, gdzie każdy punkt, oprócz współrzędnych (x, y, z), zawiera również informację o jego wektorze normalnym.

WYNIKI

Na wyjściu otrzymujemy 8 chmur punktów kierunkowych, które można zintegrować w jedną wielokierunkową chmurę. Chmury składowe są definiowane w różnych układach współrzędnych (związanych z poszczególnymi detektorami). Z tego powodu, istnieje potrzeba obliczenia względnych przekształceń między tymi systemami. W tym procesie używamy pomiaru obiektu kalibracyjnego. Wszystkie chmury punktów są iteracyjnie dopasowane do siebie (używając algorytmu Iterative Closest Point) co pozwala w efekcie uzyskać wszystkie wymagane transformacje względne pomiędzy układami kierunkowymi. Każda wielokierunkowa chmura punktów składa się z 8 chmur o wartości około 400 000 punktów. Każdy punkt, oprócz współrzędnych (x, y, z), zawiera również informację o wektorze normalnym. Przy tej ilości punktów zbierane jest około 3-12 GB danych na sekundę. Średnia odległość od punktu do punktu w chmurze wynosi około 1,5 mm, co pozwala śledzić struktury anatomiczne i interesujące obszary.

DYSKUSJA

Uważamy, że cechy samej metody pomiarowej jak i uzyskiwane wyniki sprawiają, że system 4DBODY może być wykorzystany do wspomagania diagnostyki medycznej (szczególnie w procesach monitoringu) oraz procesu monitorowania rehabilitacji. Podstawową zaletą proponowanego systemu jest to, że nie wymaga fizycznych znaczników, które muszą być zamocowane do mierzonego ciała ludzkiego. W związku z tym system 4DBODY jest całkowicie nieinwazyjny, co ma kluczowe znaczenie dla wielu aplikacji [3]. Bez znaczników pomiar dostarcza także informacji o geometrii całego ciała, która nie może być wyznaczona na podstawie pomiarów wykonanych tylko w określonych punktach definiujących szkielet. Aktualny stan systemu potencjalnie wspiera proces monitorowania rehabilitacji z punktu widzenia danych wejściowych do analizy. Jednak, aby umożliwić systemowi 4DBODY pełne wykorzystanie jego potencjału, konieczne jest opracowanie nowych algorytmów analitycznych. Algorytmy te powinny wykorzystywać pełną informację o geometrii 4D dostarczaną przez system 4DBODY.

LITERATURA

1. P. Liberadzki, M. Adamczyk, M. Witkowski, R. Sitnik, „Structured-light-based system for shape measurement of the human body in motion” *Sensors* 18(9), 2827-1-19 (2018).
2. P. Liberadzki, M. Witkowski, R. Sitnik, „A multidirectional system for shape measurement of a human body in motion”, *Proc. SPIE* 10834, 108341E (2018).
3. J. Lenar, M. Witkowski, V. Carbone, S. Kolk, M. Adamczyk, R. Sitnik, M. van der Krogt, N. Verdonchot, "Lower body kinematics evaluation based on a multidirectional four-dimensional structured light measurement", *Journal of biomedical optics* 18(5), 056014-1-056014-13 (2013).

Wpływ przyrostu masy ciała na rozkład nacisków pod stopą u kobiet ciężarnych

Swinarska Dagna¹, Pauk Jolanta¹

¹ Katedra Automatyki i Robotyki, Politechnika Białostocka

WSTĘP

Ciąża jest okresem, podczas którego zachodzi wiele istotnych zmian w ciele kobiety, m.in. przyrost masy ciała, zmiany w układzie mięśniowo – szkieletowym, które wymuszają mechaniczne zmiany adaptacyjne [1-3]. Celem pracy jest ocena wpływu przyrostu masy ciała na rozkład nacisków pod stopą u kobiet ciężarnych z prawidłową masą ciała oraz z nadwagą i otyłością.

MATERIAŁ I METODA

W badaniu wzięło udział 55 osób: 29 kobiet z prawidłową masą ciała i 26 kobiet z nadwagą i otyłością, w następujących okresach ciąży: 11, 25 i 38 tygodni. Rozkład nacisków pod stopą zarejestrowano przy użyciu systemu pedobarograficznego (T&T Mediologic Medizintechnik, GmbH Monachium, Niemcy) pod wybranymi obszarami stopy: przodostopie, głowy kości śródstopia, kość sześcienna, kość łódkowata, kość piętowa.

WYNIKI

Nie zaobserwowano istotnych różnic między grupami pod względem wieku ($p>0,05$). Stwierdzono jednak istotne zmiany w masie ciała i wskaźniku BMI podczas ciąży ($p<0,05$), Tab.1.

Tab. 1. Charakterystyka grupy badawczej (N=55)

Cechy	Grupa osób z prawidłową masą ciała (N=29)				Grupa osób z nadwagą i otyłością (N=26)			
	Wartość średnia $\pm$ SD				Wartość średnia $\pm$ SD			
	Przed ciążą	11 tydzień	25 tydzień	38 tydzień	Przed ciążą	11 tydzień	25 tydzień	38 tydzień
Wiek [lata]	27,1 $\pm$ 4,7				27,0 $\pm$ 4,9			
Masa ciała [kg]	59,7 $\pm$ 6,1	60,9 $\pm$ 5,3	65,0 $\pm$ 6,5	72,4 $\pm$ 9,3	74,5 $\pm$ 8,9	74,9 $\pm$ 8,4	84,3 $\pm$ 6,5	90,5 $\pm$ 9,1
Przyrost masy ciała [kg]	-	2,4 $\pm$ 1,5	4,05 $\pm$ 3,8	11,5 $\pm$ 5,3	-	2,8 $\pm$ 1,7	4,9 $\pm$ 3,0	11,0 $\pm$ 3,7
BMI [kg/m ²]	21,8 $\pm$ 1,3	22,0 $\pm$ 1,2	23,5 $\pm$ 2,0	26,1 $\pm$ 2,8	28,6 $\pm$ 3,4	28,8 $\pm$ 3,2	30,5 $\pm$ 3,4	32,8 $\pm$ 4,0

Przed ciążą wskaźnik BMI wyniósł odpowiednio 21,8 $\pm$ 1,3 kg/m² dla kobiet o prawidłowej masie ciała i 28,6 $\pm$ 3,4 kg/m² dla kobiet z nadwagą i otyłością. W 11 tygodniu ciąży u kobiet o prawidłowej masie ciała wskaźnik BMI wyniósł 22,0 $\pm$ 1,2 kg/m², a u kobiet z nadwagą i otyłych 28,8 $\pm$ 3,2 kg/m². W 25 tygodniu ciąży wskaźnik BMI był wyższy w obu grupach i wyniósł odpowiednio: 23,5 $\pm$ 2,0 kg/m² dla kobiet o prawidłowej masie ciała i 30,5 $\pm$ 3,4 kg/m² dla kobiet z nadwagą i otyłością. Z kolei w 38 tygodniu ciąży wskaźnik ten był najwyższy - 26,1 $\pm$ 2,8 kg/m² dla kobiet o prawidłowej masie ciała i 32,8 $\pm$ 4,0 kg/m² dla kobiet z nadwagą i otyłością. Zauważono, że zwiększonej masy ciała towarzyszą zmiany w rozkładzie nacisków pod podeszwową stroną stopy (Tab.2).

Tab.2. Średnie ($\pm$ SD) wartości nacisków pod stopą u kobiet ciężarnych (N=55)

Parametr	Grupa osób z prawidłową masą ciała (N=29)			Grupa osób z nadwagą i otyłością (N=26)		
	11 tydzień	25 tydzień	38 tydzień	11 tydzień	25 tydzień	38 tydzień
Paliczki [N/cm ²]	4,6 $\pm$ 0,5	5,3 $\pm$ 0,9	5,8 $\pm$ 1,2	6,1 $\pm$ 0,8*	6,6 $\pm$ 0,8*	7,0 $\pm$ 1,1*
Głowy kości śródstopia [N/cm ²]	1,6 $\pm$ 0,5	2,0 $\pm$ 0,6	1,7 $\pm$ 0,6	2,0 $\pm$ 0,6	2,6 $\pm$ 0,7*	3,1 $\pm$ 1,1*
Kość sześcienna [N/cm ²]	5,2 $\pm$ 1,3	5,8 $\pm$ 0,7	5,2 $\pm$ 1,3	5,6 $\pm$ 1,5	6,8 $\pm$ 0,9*	6,8 $\pm$ 1,1*
Kość łódkowata [N/cm ²]	3,8 $\pm$ 0,8	4,1 $\pm$ 0,8	4,8 $\pm$ 0,9	4,8 $\pm$ 0,7*	4,9 $\pm$ 0,7*	5,7 $\pm$ 0,8*
Kość piętowa [N/cm ²]	6,4 $\pm$ 1,3	6,8 $\pm$ 0,8	6,7 $\pm$ 1,2	6,5 $\pm$ 2,2	7,3 $\pm$ 1,3	8,0 $\pm$ 1,4*

* p<0,05.

W 11 tygodniu ciąży wartość nacisków pod paliczkami była średnio o 32,6% wyższa u kobiet ciężarnych z nadwagą i otyłością (4,6 $\pm$ 0,5 N/cm² u kobiet o prawidłowej masie ciała vs. 6,1 $\pm$ 0,8 N/cm² u kobiet z nadwagą i otyłością, p<0,05). Podobnie, wartość nacisków pod kością łódkowatą była średnio o 26,3% wyższa u kobiet w ciąży z nadwagą i otyłością (3,8 $\pm$ 0,8 N/cm² u kobiet o prawidłowej masie ciała vs. 4,8 $\pm$ 0,7 N/cm² u kobiet z nadwagą i otyłością, p<0,05). W 25 tygodniu ciąży wartość nacisków pod: paliczkami, głowami kości śródstopia, kością sześcienną i kością łódkowatą była odpowiednio wyższa o 24,5%, 30,0%, 17,2% i 19,5% (p <0,05) u kobiet ciężarnych z nadwagą i otyłością w porównaniu do kobiet o prawidłowej masie ciała. Z kolei w 38 tygodniu ciąży zaobserwowano zmiany w wartościach nacisków we wszystkich anatomicznych częściach stopy (p <0,05).

DYSKUSJA

Uzyskane wyniki dowodzą, iż zwiększona masa ciała ma wpływ na zmiany wartości nacisków w poszczególnych obszarach stopy, w różnych trymestrach ciąży. Na ich podstawie istnieje możliwość zidentyfikowania obszarów stopy najbardziej obciążonych oraz pozyskania wiedzy o przebiegu mechanizmów adaptacyjnych podczas ciąży.

LITERATURA

1. Pauk J., Swinarska D.: The impact of body mass on spine alterations in pregnant women: A preliminary study. Technology and Health Care 2018: 1-5.
2. Briese V., et al: Morbid obesity: pregnancy risks, birth risks and status of the newborn. HOMO-Journal of Comparative Human Biology 2010, 61, 1: 64-72.
3. Bertuit J., et al. Plantar pressure during gait in pregnant women. Journal of the American Podiatric Medical Association 2016, 106, 6: 398-405.

Rozkład obciążeń stóp w chodzie przodem i tyłem w różnych grupach wiekowych

Anna Mosiołek (1), Anna Hadamus (1), Monika Selegat (1,2), Katarzyna Wiśniewska (3),
Zbigniew Wroński (1), Sebastian Wójtowicz (1), Marta Grabowicz (1), Aneta Bugalska (1),
Karolina Wiaderna (1), Miłosz Durka (1), Dariusz Białoszewski (1)

Zakład Rehabilitacji Oddziału Fizjoterapii II Wydziału Lekarskiego, Warszawski Uniwersytet
Medyczny (1)

Instytut Systemów Elektronicznych, Politechnika Warszawska (2)

Studenckie Koło Naukowe Fizjoterapii przy Zakładzie Rehabilitacji Oddziału Fizjoterapii II
Wydziału Lekarskiego, Warszawski Uniwersytet Medyczny (3)

Praca sfinansowana ze środków NCBiR w ramach programu Strategmed – projekt VB-Clinic.

WSTĘP

Chód do tyłu jest aktywnością, którą człowiek wykorzystuje często w ciągu dnia. Są to pojedyncze kroki, które odnaleźć można podczas czynności takich, jak: otwieranie drzwi, siadanie na toalecie. Występuje on także w różnych dyscyplinach sportowych [1, 2]. Chód tyłem jest również aktywnością wykorzystywaną w rehabilitacji pacjentów ortopedycznych, czy neurologicznych [3-5]. Badania pokazują, że chód do tyłu jest i może być wykorzystywany do reedukacji lokomocji, jako element treningu zapobiegającego upadkom u osób starszych, jak również w celu poprawy siły mięśniowej, równowagi i propriocepcji [6-8]. Jest on również proponowany jako narzędzie pomiarowe w celu wychwycenia nieprawidłowości w chodzie [9, 10]. W dostępnych medycznych bazach danych nie udało się odnaleźć badania, które dotyczyłoby analizy obciążeń stóp w chodzie do tyłu u osób młodych, w średnim wieku i starszych oraz porównania tych parametrów u tychże osób w chodzie przodem i tyłem. Celem pracy była analiza porównawcza obciążeń stóp w chodzie przodem i tyłem u osób zdrowych w różnych grupach wiekowych.

MATERIAŁ I METODA

W badaniu wzięło udział 106 osób (68 kobiet i 38 mężczyzn). Osoby badane zostały podzielone na trzy grupy wiekowe, których przedziały zostały określone następująco: Grupa 1 – 18-35 lat, Grupa 2 – 36-55 lat, Grupa 3 – 56+. Zastosowano system wkładek F-Scan Wireless firmy Tekscan, Inc., U.S.A. rejestrujący zachowania stóp w chodzie. Badanie polegało na trzykrotnym przejściu dystansu 10 metrów do przodu i do tyłu po wskazanym wcześniej torze. W celu analizy wyników stworzono skrypt w programie Matlab (wersja R2016b). Analizowano wartości parametru obciążenia średniego i maksymalnego na poszczególnych segmentach stopy w czasie chodu. Analizę statystyczną przeprowadzono w pakiecie Statistica 13.1. na licencji Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego. Za poziom istotności statystycznej przyjęto $p < 0,05$.

WYNIKI

Zaobserwowano istotnie mniejsze obciążenia niemal wszystkich obszarów stopy w chodzie tyłem w porównaniu z chodem przodem. Zestawienie wyników dla parametru obciążeń maksymalnych uwidocznilo istotne różnice w obciążaniu poszczególnych obszarów stopy pomiędzy tymi dwoma rodzajami chodu. W zakresie parametru obciążenia średniego stęp był istotnie bardziej obciążany w chodzie tyłem niż w chodzie przodem, niezależnie od wieku. W zakresie parametru obciążenia maksymalnego zaobserwowano, że był on w chodzie tyłem istotnie niższy niż w chodzie przodem, w obszarze palców i pięty, oraz istotnie wyższy w obszarze stępu we wszystkich grupach wiekowych. W chodzie tyłem odnotowano

następujące wraz z wiekiem zwiększające się obciążenie palców i zmniejszające się obciążenie pięty.

DYSKUSJA

Obserwowane w chodzie tyłem niższe wartości obciążeń maksymalnych przodostopia i tyłostopia w porównaniu z chodem przodem mogą wskazywać na chód tyłem jako potencjalnie bardziej użyteczny niż chód fizjologiczny przodem we wczesnej rehabilitacji pacjentów z dysfunkcjami tych obszarów, np. po rekonstrukcjach palucha koślawego lub rekonstrukcji kości piętowej. Mniejsze obciążenia pięty w chodzie tyłem mogą być związane z tym, że oderwanie stopy od podłoża może zachodzić tutaj poprzez oderwanie pięty, ale także przez oderwanie palców. W związku z tym u niektórych osób kontakt pięty z podłożem w chodzie tyłem mógł być niewielki i na bardzo krótki czas [11]. Zwiększone obciążenie stępu w chodzie tyłem, może natomiast wskazywać na inną biomechanikę stopy w tej aktywności. Prawdopodobnie dodatkowa analiza pracy mięśni podudzia: m. piszczelowego przedniego czy m. brzuchatego łydki pozwoliłaby na dokładniejsze określenie różnic biomechanicznych chodu przodem i tyłem.

LITERATURA

1. Hackney ME, Earhart GM. Backward walking in Parkinson's disease. *Movement Disorders*. 2009; 24 (2): 218-23.
2. Zampeli F, Moraiti CO, Xergia S, Tsiaras VA, Stergiou N, Georgoulis AD. Stride-to-stride variability is altered during backward walking in anterior cruciate ligament deficient patients. *Clinical Biomechanics*. 2010; 25 (10): 1037-41.
3. Cappellini G, Sylos-Labini F, MacLellan MJ, Sacco A, Morelli D, Lacquaniti F, Ivanenko Y. Backward walking highlights gait asymmetries in children with cerebral palsy. *Journal of neurophysiology*. 2018; 119 (3): 1153-65.
4. Cipriani DJ, Armstrong CW, Gaul S. Backward walking at three levels of treadmill inclination: An electromyographic and kinematic analysis. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 1995; 22 (3): 95-102.
5. Kim H, Chung Y. Comparison of characteristics during backward walking according to various stride frequencies in underwater and ground environments. *Physical Therapy Rehabilitation Science*. 2018; 7 (2): 83-7.
6. Cha HG, Kim TH, Kim MK. Therapeutic efficacy of walking backward and forward on a slope in normal adults. *Journal of physical therapy science*. 2016; 28 (6): 1901-3.
7. Shigemori K, Nagino K, Nakamata E, Nagai E, Izuta M, Nishii M, Hiroshima R, Kai S. Motor Learning in the Community-dwelling Elderly during Nordic Backward Walking. *Journal of physical therapy science*. 2014; 26 (5): 741-3.
8. Kum DM, Shin WS. Effect of backward walking training using an underwater treadmill on muscle strength, proprioception and gait ability in persons with stroke. *Physical Therapy Rehabilitation Science*. 2017; 6 (3).
9. Fritz NE, Worstell AM, Kloos AD, Siles AB, White SE, Kegelmeyer DA. Backward walking measures are sensitive to age-related changes in mobility and balance. *Gait and Posture*. 2013; 37 (4): 593-7.
10. Carter V, Jain T, James J, Cornwall M, Aldrich A, de Heer HD. The 3-m Backwards Walk and Retrospective Falls: Diagnostic Accuracy of a Novel Clinical Measure. *Journal of geriatric physical therapy*. 2017.
11. Grasso R, Bianchi L, Lacquaniti F. Motor patterns for human gait: backward versus forward locomotion. *Journal of neurophysiology*. 1998; 80 (4): 1868-85.

Zmienność wybranych kątów kręgosłupa w trakcie chodu

Monika Selegat^{1,2}, Jacek J. Dusza¹

¹Instytut Systemów Elektronicznych, Politechnika Warszawska

²Zakład Rehabilitacji Oddz. Fizjoterapii II Wydziału Lekarskiego, Warszawski Uniwersytet Medyczny

WSTĘP

Niniejsza praca dotyczy opisu liczbowego ruchu górnej części ciała człowieka w trakcie chodu. Praca odnosi się do wyników badań uzyskanych na Politechnice Mediolańskiej i przedstawionych w artykule „The upper body segmental movements during walking by young females”, (Clinical Biomechanics, 2003)[1]. Głównym celem tego opracowania jest porównanie badań własnych, wykorzystujących odmienne podejście do przetwarzanych danych, z wynikami zaprezentowanymi w oryginalnym artykule. Najistotniejszą różnicą jest wykorzystanie obiektywnego modelu podwójnego średniego kroku (PŚK)[2] pozwalającego na specyficzne uśrednienie wszystkich cykli chodu badanej osoby bez straty istotnych informacji.

MATERIAŁ I METODA

Dane, które wykorzystano w tej części opracowania, zabrane zostały w laboratorium grupy SATI na Uniwersytecie w Walencji. Badania obejmowały obserwację grupy badawczej składającej się z 53 kobiet i 31 mężczyzn, zdrowych studentów w przedziale wiekowym 17-30. Podstawowym założeniem prowadzonych obserwacji pomiarowych był warunek poruszania się badanych osób po ruchomej bieżni w ograniczonym czasie, równym 30 sekund. Uznano, że osoby te same mogły dobierać szybkość chodu tak, aby ich ruch był jak najbardziej swobodny. Na całym ciele każdego uczestnika sesji pomiarowych zostało umieszczonych 26 znaczników, w tym 7 na kręgosłupie. Na podstawie przebiegu 3-wymiarowych trajektorii wspomnianych markerów, wyznaczono zestaw kątów, jakie były przedmiotem analizy:

- Alfa 1- kąt nachylenia tułowia na płaszczyźnie strzałkowej. Kąt pomiędzy kręgami L5, C7, L3.
- Alfa 2- kąt nachylenia tułowia na płaszczyźnie czołowej. Kąt pomiędzy kręgami L5, C7, L3.
- Alfa 3- kąt między linią ramion a osią z na płaszczyźnie czołowej.
- Alfa 4- kąt między linią bioder a linią ramion na płaszczyźnie czołowej.
- Alfa 5- kąt między linią ramion a osią z na płaszczyźnie poziomej.
- Alfa 6- kąt między linią bioder a linią ramion z na płaszczyźnie poziomej.
- Alfa 7- kąt kifozy. Kąt pomiędzy kręgami T4, C7, L5.
- Alfa 8- kąt lordozy. Kąt pomiędzy kręgami L5, L3, T4.
- Alfa P- kąt krzywizny proksymalnej na płaszczyźnie czołowej. Kąt pomiędzy kręgami T4, C7, L5.
- Alfa D- kąt krzywizny dystalnej na płaszczyźnie czołowej. Kąt pomiędzy kręgami L5, L3, T4
- Alfa 9- rotacja bioder na płaszczyźnie poziomej.
- Alfa 10 – rotacja bioder na płaszczyźnie czołowej (brak odpowiednika w poprzednim badaniu).

Model PŚK tworzy się na bazie rzeczywistych danych pomiarowych obliczając przebieg trajektorii wszystkich zastosowanych markerów w znormalizowanym czasie jednego cyklu chodu. Warto zaznaczyć, że w opracowaniu do obliczeń kątów krzywizny kręgosłupa oraz stworzenia modelu podwójnego średniego kroku zostało stworzone oryginalne oprogramowanie w interaktywnym środowisku MATLAB.

Ponieważ odczyt pozycji markerów był obarczony błędem – 1,2 mm [3] przed analizą wyników należało określić niepewność oszacowania kątów. Dokonano tego poprzez porównanie pierwotnie wyliczonych wartości wszystkich kątów, w każdej chwili czasowej, dla losowo wybranej osoby - z wielkością kątów po przesunięciu znaczników według zadanych schematów. Zaproponowane schematy położenia znaczników zakładają sytuację powstania maksymalnego możliwego błędu odczytu lokalizacji markerów. Jego wielkość oznacza więc skrajną różnicę bezwzględną przebiegu kątów w położeniu oryginalnym i kątów po teoretycznej zmianie położenia punktów odniesienia.

WYNIKI

W opracowaniu zdecydowano się powtórzyć obliczenia, dotyczące zmienności kątów ruchomości tułowia, biorąc pod uwagę dane zaczerpnięte z oryginalnego artykułu, będącego podstawą porównań. W tabeli 1. przedstawiono wyliczone wielkości zakresu zmienności i odchyłeń standardowych mierzonych kątów oraz ich wielkości ekstremalnych.

kąt	Kobiety		Mężczyźni		Oryginalne badanie		Kobiety		Mężczyźni		Oryginalne badanie		Kobiety		Mężczyźni		Oryginalne badanie	
	Średni zakres [°]	SD [°]	Średni zakres [°]	SD [°]	Średni zakres [°]	SD [°]	Max [°]	SD [°]	Max [°]	SD [°]	Max [°]	SD [°]	Min [°]	SD [°]	Min [°]	SD [°]	Min [°]	SD [°]
alfa 1	0,4	0,1	0,4	0,1	2	2,4	0,7	0,8	0,5	0,8	7,9	2,5	0,4	0,8	0,1	0,9	5,9	2,9
alfa 2	0,5	0,2	1,1	0,4	3,9	1,5	0,2	0,3	0,5	0,6	1,7	1,7	-0,3	0,3	-0,6	0,5	-2,2	1,2
alfa 3	2,5	1,1	2,8	1,9	1,6	1,1	1,1	0,8	1,5	1,4	0,8	1,3	-1,3	0,7	-1,3	1,2	-0,8	0,9
alfa 4	5,1	1,8	5,2	1,9	7,2	2,2	2,7	1,2	2,6	1,2	3,4	2,8	-2,5	0,9	-2,5	1,4	-3,8	2,1
alfa 5	9,3	3,2	11,6	5,9	6,9	2,0	4,6	1,7	5,8	3,8	3,8	2,1	-4,7	1,9	-5,7	3,5	-3,1	1,8
alfa 6	5,4	1,9	5,5	2,9	13	2,9	2,6	1	2,6	1,7	-	-	-2,9	1,2	-2,9	2	-	-
alfa 7	1,5	0,5	1,2	0,4	2,2	4,4	20,1	5,4	21	6,1	26,7	4,8	18,6	5,4	19,3	5,9	24,5	4,8
alfa 8	3,9	1,3	2,7	1	3,8	4,7	14,6	8,4	11,4	6,5	37,2	7,1	10,7	7,9	8,2	6,5	33,4	7
alfa 9	11,6	3,8	11,7	4,4	-	-	5,7	2,2	5,6	3,1	4,6	2,7	-5,9	2	-5,8	2,5	-3,7	2,7
alfa 10	4,3	1,3	5	1,7	-	-	2,2	0,8	2,4	1	-	-	-2,1	0,8	-2,3	1,1	-	-

Tab. 1 Zakres zmienności kątów, maksymalne i minimalne wartości kątów dla badań własnych (kobiet i mężczyzn) oraz badań porównawczych (kobiet).

Na podstawie obliczonych przebiegów kątów obliczono odchylenia standardowe w każdej chwili czasowej. Zostały one wykorzystane do wyznaczenia umownie rozumianej normy, czyli strefy zmienności poszczególnych kątów. Formalne określenie normy, w odniesieniu do każdego z rozważanych kątów, oznacza średni przebieg kąta obliczony na podstawie wyliczonych danych, poszerzony do rozmiarów strefy. Górne i dolne współrzędne strefy wyznaczają odpowiednio dodane i odjęte od średniej wielkości kąta odpowiednie odchylenia standardowe, ustalone dla kolejnych chwil czasu. Dodatkową modyfikacją tak wyznaczonej strefy normy jest uwzględnienie, jako poprawki, błędu dokładności wyliczeń kątów.

DYSKUSJA

W wyniku porównania wyników badań własnych i analogicznych danych zaczerpniętych z oryginalnego opracowania można zaobserwować pewne rozbieżności. Szczególnie dużą różnicę w zakresie zmienności kątów można zaobserwować dla kątów alfa 1, alfa 2 i alfa 6. Dla maksimów i minimów duże niezgodności wykazuje porównanie kątów alfa 1, 2, 7, 8. Po wartościach odchyłeń standardowych we wszystkich tabelach możemy wywnioskować, że grupa pacjentów badanych na Politechnice Mediolańskiej jest bardziej zróżnicowana (pomimo małej liczebności) od grupy ochotników z Uniwersytetu z Walencji. Wspominane rozbieżności mogą wynikać z wyboru innej grupy osób poddanych badaniom, innym rozmieszczeniem znaczników oraz z zastosowaniem innej metody pomiarów.

W toku badań stworzono również wykresy przebiegów wszystkich kątów dla 'idealnego/ej' mężczyzny/kobiety obliczonych w oparciu o modele PŚK. Pozwoliło to na porównanie 'idealnego' chodu kobiety i 'idealnego' chodu mężczyzny. Można zaobserwować wyraźne podobieństwo kształtów przebiegów poszczególnych kątów dla obu grup. Niewielkie różnice widoczne na porównawczych wykresach mieszczą się w granicy błędu obliczeń kątów. Po uwzględnieniu tej poprawki można uznać, że pomiędzy chodem kobiet i mężczyzn nie ma znaczących różnic w kontekście ruchu kręgosłupa.

LITERATURA

1. Frigo C., The upper body segmental movements during walking by young females, Clinical Biomechanics, 2003
2. Dusza J., Wawrzyniak Z., Mugarra González C. F.,: Simplified model of mean double step (MDS) in human body movement
3. Mugarra C.F., Carrilero V. Diaz R. Stawska K., Bednarz L.: Error correction in 3D reconstructions for dynamic sequences of spine images (opracowanie własne autorów)
4. Selegat M., Badania porównawcze zmienności wybranych kątów kręgosłupa w trakcie chodu do wyników uzyskanych na Politechnice Mediolańskiej (praca dyplomowa inżynierska, Politechnika Warszawska)

Wpływ stabilizatorów zewnętrznego stawu skokowego na kinematykę chodu – doniesienie wstępne

Barbara Łysoń^{1,2}, Monika Kwacz²,

¹Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie

²Politechnika Warszawska, Wydział Mechatroniki

WSTĘP

Staw skokowy jest stawem najczęściej doznającym kontuzji w sporcie [1]. Zarówno leczenie zachowawcze, jak i operacyjne w 30-40% przypadków prowadzi do chronicznej niestabilności stawu skokowego [2][3], mogącej niekorzystnie wpływać na jakość życia.

Zrozumienie anatomii oraz biomechaniki kompleksu więzadeł w obrębie stawu skokowego jest niezbędne do postawienia odpowiedniej diagnozy oraz doboru procesu leczenia. Więzadło strzałkowo – skokowe przednie, które najczęściej uszkadza się podczas urazu skrętnego napina się podczas ruchu w wielu płaszczyznach w obrębie stawu skokowego [1]. Pojawia się zatem pytanie czy ograniczenie ruchu w stawie skokowym, jakie zapewnia stabilizator, ogranicza pracę uszkodzonych struktur narządu ruchu w obrębie stopy w wystarczającym stopniu. Zbyt duże siły generowane na końcach więzadeł w trakcie chodu mogą powodować gorsze ich gojenie i doprowadzać do mechanicznej niestabilności, która jest ściśle związana z chroniczną niestabilnością stawu skokowego.

Aktualne badania stabilizatorów stawu skokowego w większości wykorzystują platformy uchyłne [4], [5] lub wykonywane są w warunkach biernych na preparatach anatomicznych [6]. Inne prace dotyczyły badania użyteczności stabilizatorów zewnętrznych stawu skokowego jako zabezpieczenia przed ponownym urazem [7]. W dostępnym piśmiennictwie nie znaleziono prac oceniających zewnętrzne stabilizatory stawu skokowego w chodzie jako aparatów mających ograniczyć pracę uszkodzonych struktur.

MATERIAŁ I METODA

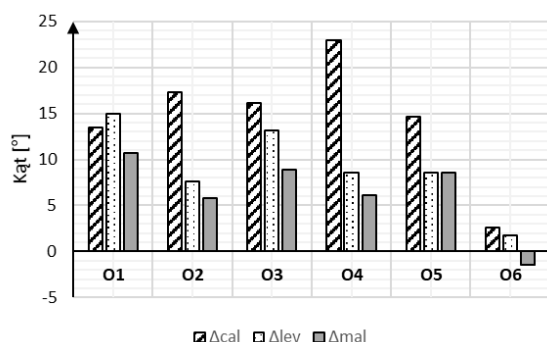
Badaniom pilotażowym poddano sześć zdrowych dorosłych osób (wiek: 33 ± 10 lat, masa ciała: 68 ± 6 kg, wzrost: 172 ± 3 cm), u których nie wystąpiły urazy kończyn dolnych w ciągu ostatnich sześciu miesięcy. Do badań zastosowany został optoelektroniczny system do analizy ruchu Vicon Nexus zsynchronizowany z trzema platformami dynamometrycznymi firmy Kistler. Znaczniki odbijające światło podczerwone umieszczono na ciele osoby badanej według modelu Oxford Foot Model. Badano chód boso oraz w trzech stabilizatorach zewnętrznych stawu skokowego (Medi Levamed stabili tri (skrót: lev), Bauerfeind MalleoLoc (skrót: mal), Bauerfeind CaligaLoc (skrót: cal)). Stabilizatory istotnie różnią się konstrukcją, jednak wszystkie według opisu producenta mogą być wykorzystywane jako zaopatrzenie ortopedyczne we wczesnym okresie pourazowym więzadeł pobocznych. Stabilizatory zewnętrzne stawu skokowego zostały przystosowane do badań tak, aby jak największa liczba znaczników mogła być umieszczana na ciele osoby badanej. Analizowano parametry wyjściowe modelu Oxford Foot Model. Do analizy danych wykorzystano program Matlab. Wyliczono zakresy kątowe (Z) zgięcia i wyprostu w stawie skokowym oraz inwersji i ewersji ustawienia tyłostopia względem kości piszczelowej. Zakresy ruchu odniesiono do chodu boso i obliczono parametr ΔZ_{stab} jako:

$$\Delta Z_{\text{stab}} = Z_{\text{boso}} - Z_{\text{stabilizator}}$$

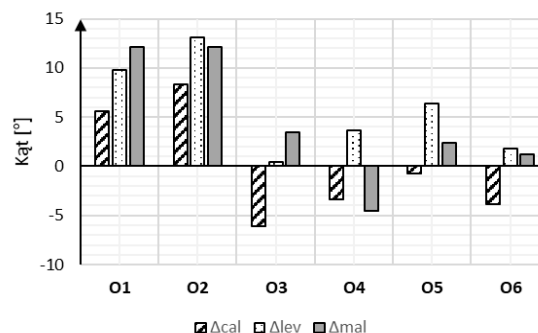
WYNIKI

Na Rysunku 1 oraz Rysunku 2 przedstawiono wartości otrzymanych zakresów kątowych (Z) dla trzech stabilizatorów dla wszystkich osób (O1-O6). Można zaobserwować, że największa różnica między zakresem ruchu w chodzie boso a stabilizatorze dla zgięcia i wyprostu w stawie skokowym jest dla stabilizatora „cal”. Widać również, że wszystkie stabilizatory ograniczają ruch w stawie, z wyjątkiem stabilizatora „mal” dla O6. Dla inwersji i ewersji ustawienia tyłostopia względem kości piszczelowej, dla O1 i O2 zaobserwowano ograniczenie zakresu

ruchu dla chodu w stabilizatorze, natomiast dla pozostałych osób, na przykład dla stabilizatora „cal”, zakres ruchu został zwiększony.



Ryc. 2 Parametr ΔZ_{stab} dla różnych stabilizatorów: zakres zgięcia i wyprostu w stawie skokowym



Ryc. 3 Parametr ΔZ_{stab} dla różnych stabilizatorów: zakres inwersji/ewersji ustawienia tyłostopia względem kości piszczelowej

DYSKUSJA

W literaturze podaje się, że wykorzystywanie stabilizatorów zewnętrznych stawu skokowego powinno prowadzić do ograniczenia zakresu ruchu w dolnym i górnym stawie skokowym tak aby zminimalizowana została ruchomość kości skokowej. Jako czynniki negatywnie wpływające na gojenie więzadeł pobocznych uznaje się rotację kości skokowej przekraczającą 5° [8]. Dodatkowo zakres zgięcia i wyprostu w stawie skokowym górnym powinien się mieścić odpowiednio w zakresie $10\text{--}20^\circ$ a ruch nawracania i odwracania nie powinien mieć miejsca [9]. Zaprezentowane wyniki badań pilotażowych sugerują, że ograniczenie ruchu zapewniane przez stabilizatory zewnętrzne stawu skokowego może nie być wystarczające. Obserwuje się także różne działanie tego samego stabilizatora, w zależności od noszącej go osoby.

LITERATURA

1. P. Golanó, M. Dalmau-pastor, J. Vega, and J. P. Batista, “Anatomy of the Ankle” January, 2014.
2. N. A. Ferran and N. Maffulli, “Epidemiology of Sprains of the Lateral Ankle Ligament Complex,” *Foot Ankle Clin.*, vol. 11, no. 3, pp. 659–662, Sep. 2006.
3. J. S. de Vries et al., “Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability,” *J. Athl. Train.*, vol. 37, no. 2, pp. 364–375, 2002.
4. D. Gehring, S. Wissler, H. Lohrer, T. Nauck, and A. Gollhofer, “Expecting ankle tilts and wearing an ankle brace influence joint control in an imitated ankle sprain mechanism during walking,” *Gait Posture*, vol. 39, no. 3, pp. 894–898, 2014.
5. Zhang S. et al., “Efficacy of an Ankle Brace With a Subtalar Locking System in Inversion Control in Dynamic Movement,” *J. of Orth. and Sports Phys. Therap.*, vol. 39, no 12, pp. 875–883, 2009.
6. Choisine J. et al., “The Effects of a Semi-Rigid Ankle Brace on a Simulated Isolated Subtalar Joint Instability” *J. of Orth. Res.*, vol. 31, pp. 1869–1875, 2013.
7. Zhang S. et al., “Do ankle braces provide similar effects on ankle biomechanical variables in subjects with and without chronic ankle instability during landing?” *J. of Sport and Health Science.*, vol. 1, pp. 114–120, 2012.
8. J. Bruns, V. SCHOCH, and I. Arnold, “Stabilisierende Hilfsmittel zur frühfunktionellen Behandlung bei fibularer Bandruptur. Eine Vergleichende experimentelle Untersuchung,” *Unfallchirurg*, 1986.
9. C. Scheuffelen, W. Rapp, A. Gollhofer, and H. Lohrer, “Orthotic Devices in Functional Treatment of Ankle Sprain,” *Int. J. Sports Med.*, vol. 14, no. 3, 2008.

Wpływ ortezy typu Walker z zegarem na zmianę wartości sił reakcji podłoża w chodzie*

Karol Lann Vel Lace¹, Michalina Błażkiewicz¹

¹Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, Wydział Rehabilitacji

WSTĘP

But typu Walker stosuje się często u osób, które doświadczyły ostrego urazu stawu skokowego oraz okolicznych tkanek, a także u pacjentów, którzy zostali poddani zabiegowi operacyjnemu w tym obszarze [1]. Główną funkcją ortezy jest ograniczenie zakresu ruchu w stawie, kontrola i umożliwienie odciążenia chorej tkanki, pomoc w zmniejszeniu bólu oraz umożliwienie chodu [2]. Zaletą stosowania ortezy w porównaniu do opatrunku gipsowego jest jej niewielki ciężar, możliwość zdjęcia i mniejszy wpływ na biomechanikę chodu [3]. Podczas procesu leczenia pacjent może chodzić w ortezie nawet przez kilka miesięcy [3, 4], z tego powodu istotne jest określenie jaki wpływ na biomechanikę chodu ma stosowanie ortezy typu Walker w różnych kątach ustawienia stawu skokowego.

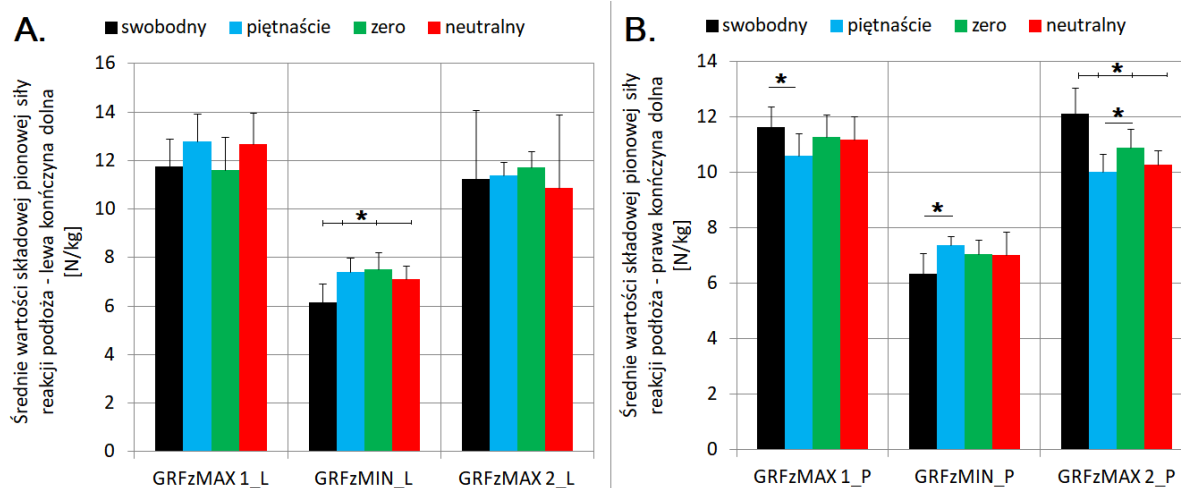
MATERIAŁ I METODA

Badaniami objęto grupę 10 zdrowych osób (20.8 ± 1.62 lat, 65.1 ± 4.25 kg, 171.3 ± 6.77 cm), u których nie występowały zaburzenia chodu. Dane kinematyczne i kinetyczne chodu zostały zebrane przy pomocy 9 kamer (100Hz) systemu Vicon Mx zsynchronizowanego z trzema platformami firmy Kistler (1000Hz). Do zebrania danych kinematycznych wykorzystano układ 34 marketów zgodnie ze standardem Plug-In-Gait. Każda z osób wykonała kilka prób chodu swobodnego bez ortezy i w każdym z trzech ustawień ortezy: chód neutralny - pełny zakres ruchu ortezy, chód zero – zakresu ruchu zablokowany w 0° zgięcia i wyprostu, chód piętnaście – blokada ortezy w 15° wyprostu. Orteza była zawsze zakładana na prawą kończynę dolną. Do analizy wybrano jedno przejście z każdego ustawienia, pozbawione błędów losowych. Do analizy statystycznej wybrano składowe siły reakcji podłoża, które następnie sparametryzowano. Parametryzacja polegała na wybraniu charakterystycznych punktów, będących lokalnymi ekstremami dla każdej krzywej. Przy użyciu testu Shapiro-Wilka sprawdzono normalność rozkładów wybranych parametrów. Następnie posłużono się jednoczynnikową analizą Anova i testem post-hoc Tukey'a HSD w celu znalezienia różnic istotnych statystycznie między poszczególnymi typami chodów. Analizy dokonano na poziomie istotności $p \leq 0.05$.

WYNIKI

Wszystkie analizowane parametry miały rozkład normalny. Zostały wykazane różnice istotne statystyczne między poszczególnymi rodzajami chodu, dla składowej pionowej siły reakcji podłoża, zarówno dla kończyny dolnej w ortezie jak i bez ortezy (Rys 1).

W fazie pierwszego kontaktu pięty z podłożem (Max 1) dla kończyny w ortezie (Rys. 1B), wykazano istotnie większe ($p = 0.0311$) wartości w chodzie swobodnym w porównaniu do chodu zablokowanego na 15° wyprostu. Dla piku (Min), czyli podczas fazy przetoczenia istotnie wyższe ($p = 0.0049$) wartości były osiągane w chodzie dla 15° wyprostu w porównaniu z chodem swobodnym. Natomiast w momencie oderwania pięty od podłoża, dla piku (Max 2) wartości dla chodu swobodnego były istotnie wyższe ($p = 0.0001$) w porównaniu do pozostałych. Dodatkowo, istotnie wyższe ($p = 0.0453$) były wartości dla chodu zero w porównaniu z tymi dla chodu piętnaście. Podsumowując, wartości maksimów lokalnych (odpowiednio dla piku Max 1 i Max 2) uzyskiwanych w chodzie swobodnym były średnio o 6% oraz o 17% wyższe w porównaniu do tych uzyskiwanych w pozostałych rodzajach chodów.



Rys. 1 Średnie wartości składowej pionowej siły reakcji podłoża w czterech typach chodu dla: A. kończyny dolnej bez ortezy, B. kończyny dolnej z ortezą.

Analizując wyniki dla kończyny lewej – bez ortezy (Rys. 1A), znaleziono różnice istotne statystycznie tylko dla fazy przetoczenia, czyli dla piku (Min), między chodem swobodnym i każdym innym na poziomie ($p = 0.0001$). W tym przypadku w fazie przetoczenia wartości dla chodu swobodnego były średnio o 19% niższe w porównaniu do pozostałych.

DYSKUSJA

Zablokowanie ortezy w pozycji zera stopni jest jednym z najczęściej stosowanych ustawień. W tej samej pozycji znajduje się staw skokowy podczas chodu w ortezie typu Walker bez zegara. Pomiaru sił reakcji podłoża w tego typu bucie dokonali Zhang et al. (2006) [3], ale nie wykazali istotnych różnic między chodem swobodnym a chodem w ortezie. Prawdopodobnie przyczyną odmiennego wyniku był fakt, że podczas chodu swobodnego i chodu w ortezie na jednej kończynie dolnej badani wykonywali próby w obuwiu sportowym. Niższe wartości maksimów lokalnych składowej pionowej siły reakcji podłoża w chodzie w ortezie w stosunku do chodu swobodnego mogą wynikać z ograniczeń ruch w stawie skokowym, które występują naturalnie i pozwala na lepszą amortyzację oraz odbicie. Odmienne wartości sił reakcji podłoża podczas chodu w ortezie mogą mieć wpływ na obciążenia w stawach obu kończyn dolnych oraz na uaktywnienie mechanizmów kompensacyjnych. Jest to istotne ze względu na zazwyczaj długi okres, w którym pacjent musi stosować tego typu zabezpieczenie.

LITERATURA

1. Lin C.W., Hiller C.E., de Bie R.A.: Evidence-based treatment for ankle injuries: a clinical perspective, *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, vol.18, 2010, p.22–28.
2. Keene D.J., Willett K., Lamb S.E.: The effects of ankle supports on gait in adults: A randomized cross-over study Vol. 25, n. 6, 2015, p.973-981
3. Zhang S., Clowers K.G., Powell D.: Ground reaction force and 3D biomechanical characteristics of walking in short-leg walkers, *Gait & Posture*, vol. 24, 2006, p.487–492.
4. Karkhanis S., Mumtaz H., Kurdy N.: Functional management of Achilles tendon rupture: A viable option for non-operative management, *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, vol. 16, 2010, p.81–86.

* *Praca realizowana w ramach projektu DM.-71.*

Zmiany parametrów chodu pacjentów po całkowitej, trójpęczkowej rekonstrukcji ścięgna Achillesa.

M.Syrek¹, U. Zdanowicz¹, R.Śmigielski², M.Staniszewski³

¹Carolina Medical Center w Warszawie

²Instytut Rehabilitacji Mirai w Warszawie

³Akademia Wychowania Fizycznego J. Piłsudskiego w Warszawie

WSTĘP

Zerwanie ścięgna Achillesa to uraz często wynikający z intensywnego uprawiania sportu z pominięciem odpowiedniej rozgrzewki, a przede wszystkim ćwiczeń rozciągających. Ścięgno piętowe stanowi wspólne zakończenie mięśnia trójgłowego łydki, w skład którego wchodzi mięsień brzuchaty łydki oraz mięsień płaszczkowaty. Ponieważ każda z głów mięśnia tworzy ścięgno Achillesa stąd powstała teoria o tzw. trójpęczkowej budowie, która w warunkach fizjologicznych tworzy jeden sprawnie działający mechanizm. W przeciwieństwie do mięśnia brzuchatego łydki, mięsień płaszczkowaty jest mięśniem jednostawowym, który łączy się z pozostałymi głowami kończąc się ścięgnem na guzie piętowym. Niestety ścięgno to coraz częściej zawodzi. Zwłaszcza osoby aktywne uszkadzają ścięgno Achillesa. Najczęściej dochodzi do całkowitego przerwania ciągłości ścięgna. Jedyнным sposobem na jego odtworzenie jest zabieg rekonstrukcji. Zabiegi rekonstrukcji ścięgna Achillesa przeprowadzane w Klinice Carolina Medical Center polegały na odtworzeniu trójpęczkowego układu i anatomicznej rotacji włókien ścięgna, pochodzących od mięśnia brzuchatego łydki oraz mięśnia płaszczkowatego [1,2,3]. Fizjoterapia skupiła się na odtworzeniu prawidłowej funkcji ścięgna uwzględniając etapy jego gojenia się [4].

MATERIAŁ I METODA

Badaniami objęto grupę 60 osób (50M; 10K; wiek – $38 \pm 6,2$ lat; wys. ciała – $180,3 \pm 5,8$ cm; masa ciała – $84,2 \pm 11,3$ kg) 3, 6 miesięcy oraz 1 rok po rekonstrukcji ścięgna Achillesa. Proces usprawniania odbywał się w klinice Carolina Medical Center w Warszawie i trwał $6,3 \pm 1,9$ miesięcy. Pacjentów prowadzono ujednoliconym protokołem fizjoterapeutycznym. Badania wykonano wykorzystując ścieżkę podometryczną firmy Zebris. Badano rozkład sił nacisków podeszwowej strony stóp na podłoże [N/cm^2]. Dokonano analizy chodu boso, stania swobodnego, wspięcia na palce oraz przysiadu. Wśród parametrów objętych oceną znajdowały się: rotacja podudzia [deg], długość kroków [cm], faza podparcia [%], faza przenoszenia [%], max heel force [N] oraz max toe force [N]. W analizie stania swobodnego oraz przysiadu uwzględniono rozkład obciążeń między przodostopiem i tyłostopiem oraz zdrową i operowaną kończyną dolną.

Uzyskane wyniki poddano analizie statystycznej w programie StatSoft, Inc. (2011) STATISTICA.

WYNIKI

Podczas analizy chodu porównując wyniki kończyny zdrowej do kończyny operowanej wykazano istotnie statystycznie różnice w pomiarach wykonanych po 3 miesiącach w parametrach rotacji podudzia oraz długości kroków. Wykazano zwiększoną rotację zewnętrzną zdrowej kończyny oraz skrócony krok w obrębie operowanej. W badaniach wykonanych po 6 miesiącach i roku dochodzi do wyrównania parametrów. W pomiarze fazy podparcia i fazy przenoszenia w badaniu po 6 miesiącach dochodzi do zrównania wyników kończyny operowanej i zdrowej, które wynoszą ok. 63% (faza podparcia) i 37% (faza przenoszenia). Pomiar max heel force i max toe force wykazały zwiększone obciążenia operowanej kończyny w porównaniu do kończyny zdrowej po 6 miesiącach od zabiegu. Po roku – wyrównanie

wyników. Podczas stania swobodnego widoczne przenoszenie masy ciała z tyłostopia na przodostopie wraz z kolejnymi pomiarami zarówno na kończynie operowanej jak i zdrowej. Podczas analizy wspięć na palce po 3 miesiącach widoczne odciążanie operowanej kończyny, po 6 miesiącach i roku zaobserwowano symetryczny rozkład obciążeń. Podczas przysiadu po 3 miesiącach istotne przeniesienie masy ciała na tyłostopie zdrowej kończyny dolnej. Po 6 miesiącach i roku – wyrównanie parametrów.

DYSKUSJA

Badania zostały przeprowadzone u pacjentów 3, 6 miesięcy oraz rok po zabiegu. Dzięki przebytej kompleksowej rehabilitacji nie stwierdzono istotnych różnic w badaniach chodu, stania swobodnego, wspięć na palce i przysiadu pomiędzy stroną operowaną i zdrową już po 6 miesiącach od zabiegu. Można stwierdzić, że pod względem funkcjonalności pacjenci w pełni wrócili do zdrowia. Wyniki potwierdzają badania Don i wsp. [7] gdzie wykazali również brak znaczących różnic w pomiarach długości kroków oraz w czasie fazy podparcia. Brak istotnych różnic wykazali również autorzy Rosso i wsp. [9] opisując fazę odbicia (push-off force) w trakcie analizy chodu pacjentów badanych ponad 3 lata po zabiegu otwartej rekonstrukcji ścięgna Achillesa.

Różnice uzyskane w trakcie analizy chodu wśród pacjentów po 3 miesiącach od zabiegu można tłumaczyć brakiem odpowiedniej elastyczności ścięgna oraz ograniczeniem zgięcia grzbietowego w stawie skokowym. Zaobserwowano zwiększone obciążenia w trakcie kontaktu pięty z podłożem (max heel force) oraz fazy odbicia (max toe force) wynikające z braku umiejętności wyhamowania ruchu oraz braku odpowiedniej siły mięśni łydki. Wspominają o tym także autorzy Agres i wsp. [6], którzy wykazali większą sztywność oraz długość ścięgna Achillesa. Autorzy Ci wskazali, że pomimo iż faza przebudowy ścięgna trwa około roku to gojąca się tkanka ma słabsze właściwości biomechaniczne w porównaniu do nieuszkodzonego ścięgna, które są widoczne nawet w dwa lata po zabiegu [8]. Również Olsson i wsp. [5] wykazali osłabione ścięgno Achillesa w testach wspięć na palce oraz w badaniach wyskoku przeprowadzonych w dwa lata po zabiegu.

LITERATURA

1. Szaro P., Witkowski G., Smigielski R., Krajewski P., Cizek B., (2009) Fascicles of the adult human Achilles tendon - an anatomical study. *Ann Anat.*, 191(6): str.586-593.1
2. Śmigielski R., (2008) Management of partial tears of the gastro-soleus complex. *Clinics in Sports Medicine*, 27: str.219-229.
3. Pierre-Jerome C., Moncayo V., Terk M.R., (2010) MRI of the Achilles tendon: A comprehensive review of the anatomy, biomechanics, and imaging of overuse tendinopathies. *Acta Radiologica*, 4: str.438-454.
4. Sharma P., Maffulli N., (2005) Tendon injury and tendinopathy: healing and repair. *JBJs*, 87: str.187-202.
5. Olsson N., Nilsson-Helander K., Karlsson J., Eriksson B.I., Thomée R., Faxén E., Silbernagel K.G. (2011) Major functional deficits persist 2 years after acute Achilles tendon rupture. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 19(8):1385-93
6. Agres A.N., Duda G.N., Gehlen T.J., Arampatzis A., Taylor W.R., Manegold S. (2015) Increased unilateral tendon stiffness and its effect on gait 2-6 years after Achilles tendon rupture. *Scand J Med Sci Sports.* 25(6):860-7.
7. Don R., Ranavolo A., Cacchio A., Serrao M., Costabile F., Iachelli M., Camerota F., Frascarelli M., Santilli V. (2007) *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 22(2):211-20.
8. Palmes D., Spiegel H.U., Schneider T.O., Langer M., Stratmann U., Budny T., Probst A. (2002) Achilles tendon healing: long-term biomechanical effects of postoperative mobilization and immobilization in a new mouse model. *J Orthop Res.* 20(5):939-46.

9. Rosso C., Buckland D.M., Polzer C., Sadoghi P., Schuh R., Weisskopf L., Vavken P., Valderrabano V. (2015) Long-term biomechanical outcomes after Achilles tendon ruptures. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 23(3):890-8.

Skorygowany model cyklicznego sygnału EMG

Zbigniew M. Wawrzyniak¹, Monika Selegat^{1,2}, Jacek J. Dusza¹

¹Instytut Systemów Elektronicznych, Politechnika Warszawska

²Zakład Rehabilitacji Oddz. Fizjoterapii II Wydziału Lekarskiego, Warszawski Uniwersytet Medyczny

WSTĘP

Przedmiotem badań było opracowanie numerycznego obiektywnego modelu cyklicznego sygnału EMG opartego na danych pomiarowych (tzw. data-based model) oraz metodologii opracowania takiego modelu w sytuacji pomiaru obciążonego niepewnością pomiarową różnego pochodzenia. Przyjęcie takiego założenia wynika z charakterystyki danych pomiarowych sygnału EMG oraz jego specyficznej akwizycji sprzętowej i może być, jak się wydaje uzasadnione dla celu obiektywizacji modelu opartego na parametryzacji, przy założeniu niepewności danych oraz cykliczności procesów, w których powstają wynikowe sygnały EMG.

MATERIAŁ I METODA

Jako dane wejściowe do procesu obiektywizacji i korekty funkcjonalnej modelu przyjęto surowe sygnały elektromiograficzne sEMG pobrane z wybranych 14 mięśni kończyn dolnych, za pomocą czujników powierzchniowych, zarejestrowane w trakcie chodu po ruchomej ścieżce za pomocą bezprzewodowego systemu DELSYS Trigno Lab Wireless. Sygnały EMG były synchronicznie rejestrowane z trójwymiarowymi sygnałami z akcelerometrów, co pozwoliło na segmentację zapisów pojedynczych cykli chodu. Częstotliwość próbkowania sygnału EMG wynosiła ok. 2000Hz, zaś dla sygnałów z akcelerometrów była 13-krotnie niższa. System składa się z 16 czujników, z których 2 umieszczone są na butach badanej osoby i nie rejestrują sygnałów sEMG, a służą jedynie do badania kinematyki chodu. Surowy zapis sygnału EMG obejmował 119 cykli chodu osoby badanej. Po wykonaniu sesji nagraniowej dla badanego pacjenta należało dokonać segmentacji zapisów EMG polegającej na przypisaniu każdemu z cykli chodu, składającego się z prawego i lewego kroku, sygnału EMG(i), dla $i = 1, 2, \dots, k$, wyselekcjonowanego w oparciu o przebieg sygnału akcelerometrycznego z czujnika umieszczonego na obuwiu i rejestrowanego synchronicznie z sygnałami EMG. Czasy trwania poszczególnych cykli na ogół różnią się od siebie gdyż chód jest procesem cyklicznym ale nie okresowym. Na potrzeby niniejszego opracowania cały przebieg szeregu czasowego segmentowano w 119 pojedynczych cykli chodu. Kolejnym krokiem procedury uzyskiwania obiektywnego modelu sygnału EMG jest normalizacja czasowa poszczególnych cykli tego sygnału. Operacja ta została opisana w bibliografii [1] i wykorzystuje prostą i odwrotną transformatę Fouriera. Dla każdego cyklu oblicza się widmo Fouriera a następnie usuwa się pierwsze 20 prążków (składowe odpowiadające częstotliwościom 0 – 10 Hz) oraz wszystkie prążki powyżej 500-ego (składowe powyżej 250 Hz). Podobnie usuwa się symetryczne prążki po prawej części widma. Usunięte prążki zastępuje się zespolonymi zerami.

Dla każdego sygnału ${}^n\text{EMG}(i)$ obliczamy jego wartość skuteczną $\text{RMS}(i)$ oraz wartość średnią:

$$\overline{\text{RMS}} = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k \text{RMS}(i)$$

Średnią skorelowaną przy zastosowaniu współczynnika korelacji Pearsona cor^{EMG} dla wszystkich znormalizowanych sygnałów ${}^n\text{EMG}(i)$ oblicza się wg. procedury rekurencyjnej opisanej w bibliografii [2].

Skorygowany obiektywny model cyklicznego sygnału EMG to sygnał EMG uzyskany w wyniku uśredniania korelacyjnego (maksymalizacji bieżącego współczynnika korelacji

Pearsona r z poprzednio iteracyjnie skorelowanym sygnałem kompozytowym, dla zmiennego przesunięcia l_j wobec ustalonego iteracyjnie $l_{1:j}$ według wzoru:

$$\max_r \text{cor} \{ {}^n \text{EMG}(l_j)_j; {}^{\text{cor}} \text{EMG}(l_{1:j})_{1:j} \} \text{ dla } j=2, \dots, k$$

wszystkich k cykli pomnożony przez współczynnik korygujący CF (*Correction Factor*) taki, aby spełniony był warunek zachowania energii:

$${}^{\text{cor}} \text{RMS}(k) \cdot CF = \text{RMS}$$

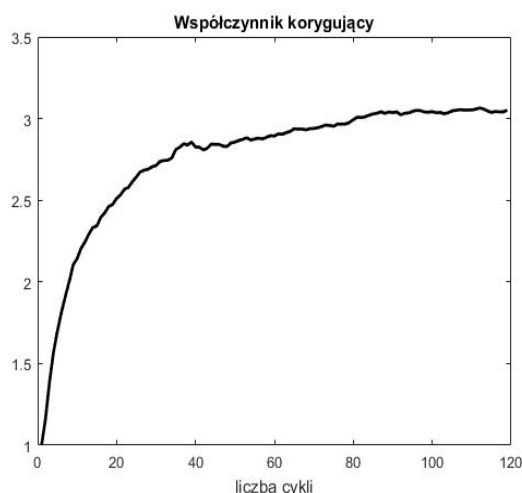
WYNIKI

Wprowadzony współczynnik CF wynika z obserwacji eksperymentalnej wartości energii i zmian w przebiegu czasowym korygowanego sygnału na skutek próbkowania. Wielu autorów pomija ten fakt, który jednak prowadzi do utraty energii w opisywanym układzie mechanicznym. Jest to nie do pogodzenia z zasadami zachowania energii i ciągłości przekształceń funkcjonalnych w procesie parametryzacji modelu wynikowego.

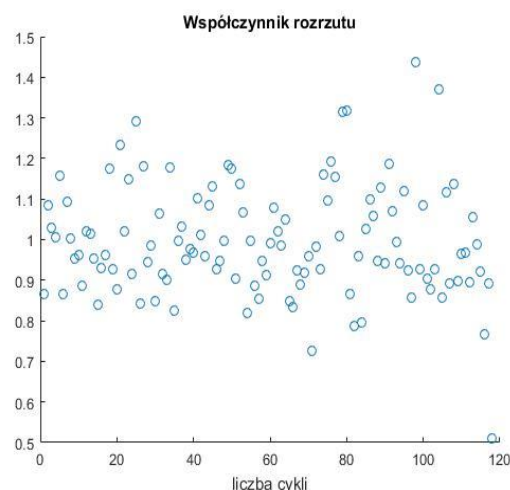
Współczynnik korygujący CF można zdefiniować jako:

$$CF(i) = \frac{\overline{\text{RMS}}}{\text{RMS}(i)}$$

a przykładowy wykres przebiegu jego wartości dla rozpatrywanego przykładu w funkcji liczby cykli uśrednianych korelacyjnie przedstawiono na rysunku 1.



Rys. 1. Wartości współczynnika korygującego w funkcji liczby uśrednianych cykli.



Rys. 2. Współczynniki rozrzutu r

Współczynnik korygujący rośnie w miarę wzrostu uśrednianych cykli. Poczynając od 30 cykli współczynnik korygujący stabilizuje się na poziomie ok. $2,90 \pm 0,15$. Mimo zależności CF od liczby korelowanych cykli można na poziomie ufności 0,95 przyjąć go jako stały. Współczynnik rozrzutu r można zdefiniować jako stosunek wartości skutecznych poszczególnych cykli do średniej wartości skutecznej wszystkich analizowanych cykli.

$$r(i) = \frac{\text{RMS}(i)}{\overline{\text{RMS}}}$$

Na rysunku 2 przedstawiono zbiór wartości współczynnika rozrzutu r , przy czym z uwagi na chronologię obliczeń jest on traktowany jak szereg czasowy parametrów opisujących dla poszczególnych cykli i stanowi reprezentację wyników w kolejnych etapach tworzenia modelu. Wartość średnia współczynnika rozrzutu wynosi 0,9943 zaś jego odchylenie standardowe 0,1371. Wartości innych rodzajów średnich (Średnia przycięta 5, % oraz średnia

Winsora 5, %) różną się od średniej dla $n=118$ a statystyka Grubba jest dla $n=118$ istotna $p=0.0358$ wskazując na istnienie wartości odstających w tym zbiorze.

DYSKUSJA

Tworzenie metodologii uzyskiwania skutecznych metod parametryzacji i uogólnienia modelu opartych na danych rzeczywistych wymaga badania spełnienia zasad zachowania energii w stosowanych technikach przetwarzania danych. Zasadniczym założeniem jest tworzenie modelu opartego na danych (data-driven model) i jego poprawa w oparciu o minimalizację różnic pomiędzy danymi wejściowymi a wynikami z modelu przy kontrolowanym poziomie uogólnienia. Zestaw danych jest reprezentatywny dla procesu biologicznego, który podlegał rejestracji i nie stanowi ograniczenia metody akwizycji i przetwarzania wartości w sensie informacyjnym choć są one zależne od występujących wartości.

Stochastyczny w swojej naturze sygnał EMG nie jest prostą reprezentacją przenoszonej energii w reakcjach biomechanicznych odwzorowanych na sygnały elektryczne w mięśniach, które mogą być podstawą szacowania (elektrycznej) mierzalnej reprezentacji sygnału (np. energii lub parametrów kinematycznych).

Z drugiej strony tworzenie modelu kinetycznego dla analizy pracy mięśni jako układu zamkniętego wymaga tworzenia reprezentacji skupionej a nie przestrzennej, gdyż działanie całego układu narządu chodu jest mechanicznie reprezentowane poprzez punkty pomiarowe, np. markery stosowane w systemach wizyjnych jak Vicon, a także punkty charakterystyczne idealizowanego modelu mechanicznego złożonego ze sztywnych segmentów).

Jakość modelu może być szacowana na podstawie analizy szeregu czasowego cykli, z uwagi powiązanie typu autoregesyjnego a także poprzez szacowanie statystyk wariacyjnych współczynników korelacyjnych kolejnych cykli w procesie uśredniania i wygładzania kształtu przebiegu czasowego cyklu. Przebieg czasowy odzwierciedlający cechy stochastyczne powstawania sygnału EMG nie ma jednak jednoznacznej reprezentacji całkowitej energii przenoszonej przez poszczególne włókna mięśniowe. Wobec powyższego operacje prowadzące do korelowania poszczególnych powtórzeń cykli ruchu w oparciu o szereg czasowy sygnału EMG mają cechy filtracji dolno-przepustowej, a więc obiektywizujące reprezentację energii w chwilach w kolejnych czasie szeregu czasowego. Nie daje on informacji o cechach powiązania (korelacyjnych) lecz o perturbacji samego szeregu z przyczyn wynikających z historii aktywacji aktonów mięśni.

Współczynniki korekcyjne powodujące zachowanie energii cyklu oraz uśrednianie oparte na zasadzie korelacji wzajemnej przy sygnale o stochastycznym charakterze uogólniają właściwości opisu energii wobec prób uśredniania obwiedniami różnego typu.

LITERATURA

1. Babska L., Selegrat M., Dusza J. J., "Objective models of EMG signals for cyclic processes, such a human gait", Proc. of SPIE (2016)
2. Selegrat M., Dusza, J.J., Wawrzyniak Z.M., "Averaged EMG signal models obtained in cyclic processes", Proc. of SPIE(2018)