



CENTRUM ZDROWIA DZIECKA

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

pod patronatem Polskiego Towarzystwa Biomechaniki

Instytut „Pomnik – Centrum Zdrowia Dziecka”

Warszawa, 6 marca 2020

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

9:00 - 9:15	Otwarcie Sympozjum	Strona
9:15 - 9:35	K.Graff, P.Pawlak, T.Rostek, M.Kalinowska, E.Szczerbik, A. Świącicka, M.Łukowicz, M.Syczewska – Ocena funkcjonalna pacjentów z dysfunkcjami neurologicznymi	4
9:35 – 9:55	S.Wójtowicz, A.Hadamus, A.Mosiółek, A.Bugalska, M.Grabowicz, K.Wiaderna, M.A.Durka, M. Selegat, D.Białoszewski – Wartości referencyjne testów równowagi zaimplementowanych do prototypu systemu Virtual Balance	5
9:55 - 10:15	A.Hadamus, A.J.Kowalska, M.Grabowicz, E.Urbaniak, K.Wydra, A.Bugalska, K.Wydra, K.Wiaderna, R.Boratyński, M.A.Durka, A.Kobza, S.Wójtowicz, A.Mosiółek, M.Selegat, D.Białoszewski, W.Marczyński – Ocena równowagi u pacjentek po alloplastyce stawu biodrowego względem wartości referencyjnych prototypowego systemu Virtual Balance Clinic	8
10:15 - 10:35	P.Proskura, M.Sobera – Ocena efektów autorskiego programu ćwiczeń w hiperlorozie oraz hipolordozie u młodych kobiet pracujących w pozycji siedzącej	11
10:35 - 11:10	Przerwa na kawę	
11:10 – 11:30	J.Kędziołek, M.Błażkiewicz – Ocena stabilności posturalnej u osób po osteoporotycznych złamaniach kręgosłupa	13
11:30 - 11:50	B.Łysoń-Ukłańska, M.Kwacz – Wpływ stabilizatorów zewnętrznych stawu skokowego na wybrane parametry biomechaniczne chodu	14
11:50 – 12:10	Z.Wróblewska, S.Winiarski – Matematyczny model biegu	16
12:10 - 12:30	A.Brachman, W.Marszałek, J.Michalska, A.Kamieniarz, M.Pawłowski, K.J.Słomka, G.Juras – Wpływ 4-tygodniowego treningu równowagi u osób starszych z zastosowaniem wirtualnej kliniki równowagi (VBC) – badanie pilotażowe	17
12:30 – 12:50	R.Michnik, H.Zadoń, K.Nowakowska, K.Jochymczyk-Woźniak, A.Mysłiwiec, A.Mitas – Wpływ ułożenia miednicy w płaszczyźnie strzałkowej na obciążenia w układzie mięśniowo-szkieletowym człowieka	18
12:50 - 14:00	Obiad	
14:00 - 14:20	K.Krasowicz, J.Michoński, P.Liberadzki, R.Sitnik, – Wykorzystanie systemu 4DBODY do monitorowania postępów w terapii w mózgowym porażeniu dziecięcym	21
14:20 - 14:40	A.Hadamus, D.Białoszewski, A.J.Kowalska, E.Urbaniak, K.Wydra, R.Boratyński, A.Kobza, W.Marczyński – Ocena wpływu treningu w wirtualnej rzeczywistości na równowagę w warunkach statycznych u pacjentów po endoprotezoplastyce stawu kolanowego – doniesienie wstępne	23
14:40 - 15:00	K.Lann vel Lace, M.Błażkiewicz – Ocena parametrów kinematycznych i kinetycznych chodu w orzezie typu Walker – przegląd literatury	26

15:00 - 15:20	M.Syczewska, E.Szczerbik, M.Kalinowska, A.Świącicka, G.Graff, M.Łukowicz – Czy pacjenci z zaburzeniami równowagi mają nieprawidłowy stereotyp chodu?	29
15:20 – 15:30	Zakończenie sympozjum	

Funkcjonalna ocena pacjentów w wybranych schorzeniach neurologicznych

Graff K, Rostek T, Pawlak P, Kalinowska M, Szczerbik E, Święcicka A, Łukowicz M, Syczewska M.

Klinika Rehabilitacji. Instytutu „Pomnik – Centrum Zdrowia Dziecka”

Wydział Rehabilitacji AWF Warszawa

Wstęp. Ocena sprawności fizycznej, równowagi, chodu są podstawą diagnostyki fizjoterapeutycznej. Obiektywne testy pozwalają ocenić stan aktualny pacjenta oraz efekty prowadzonej fizjoterapii. Celem pracy była ocena sprawności fizycznej mierzonej testem Eurofit w odniesieniu testu TUG, testu Berga, testów na platformie AMTI i Biodex.

Materiał stanowiło 66, pacjentów Kliniki Rehabilitacji IPCZD z dysfunkcją neurologiczną różnego pochodzenia w tym: 26 pacjentów z wadą wrodzoną (MPDz, dystrofie, miopatie) i 33 pacjentów z wadą nabytą (udar, uraz czaszkowo-mózgowy, GBS).

Metodyka. U wszystkich pacjentów przeprowadzono test równowagi na platformie AMTI (ST, AP, ML), platformie Biodex test ryzyka upadku, test sprawności fizycznej Eurofit, test Berga, test TUG. Analizę statystyczną wykonano w oparciu o testy nieparametryczne: test U Manna-Whitneya i korelację rang Spearmana.

Wyniki. Stwierdzono różnice istotne statystycznie pomiędzy pacjentami z dysfunkcją neurologiczną nabytą a dysfunkcją wrodzoną test U Manna-Whitneya $Z=-2,061$; $p=0,03$. W grupie pacjentów z dysfunkcją neurologiczną wrodzoną stwierdzono ujemną, istotną statystycznie zależność pomiędzy testem Eurofit a: testem TUG $r=-0,825$, $p=0,001$, dodatnią, istotną statystycznie zależność pomiędzy testem Berga $r=0,534$, $p=0,02$ oraz dodatnią, istotną statystycznie zależność pomiędzy testem AMTI AP $r=0,596$, $p=0,01$. W grupie pacjentów z dysfunkcją neurologiczną nabytą stwierdzono ujemną, istotną statystycznie zależność pomiędzy testem Eurofit a testem TUG $r=-0,661$, $p=0,001$.

Wnioski. Zastosowane testy pokazały aktualny stan funkcjonalny badanych, ale nie potrafiły zróżnicować pacjentów ze schorzeniami neurologicznymi. Poprawa sprawności fizycznej może odgrywać kluczową rolę w usprawnianiu pacjentów neurologicznych i wpływać na poprawę stanu funkcjonalnego.

Praca powstała w ramach projektu STRATEGMED3/306011/1/NCBR/2017

Wartości referencyjne testów stania swobodnego zaimplementowanych do prototypu systemu Virtual Balance Clinic

Sebastian Wójtowicz, Anna Hadamus, Anna Mosiołek, Aneta Bugalska, Marta Grabowicz,
Karolina Wiaderna, Miłosz Durka, Monika Selegat, Dariusz Białoszewski

Zakład Rehabilitacji Wydziału Medycznego, Warszawski Uniwersytet Medyczny

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

WSTĘP

Prototypowy system Virtual Balance Clinic (VBC) funkcjonuje w oparciu o platformę dynamometryczną oraz system oceny video 3D (Kinect). Zaimplementowane do systemu oprogramowanie umożliwia kompleksową ocenę równowagi oraz prowadzenie treningu ukierunkowanego na jej usprawnianie. Diagnostyka obejmuje zarówno statyczne testy równowagi (stanie swobodne z oczami otwartymi i zamkniętymi) oraz testy dynamiczne (test maksymalnego wychylenia oraz test funkcjonalny).

Celem badań było wyznaczenie wartości referencyjnych dla testów stania swobodnego z oczami otwartymi i zamkniętymi zaimplementowanych do prototypu VBC dla osób zdrowych.

MATERIAŁ I METODY

Badania wykonano u 539 zdrowych osób bez dolegliwości bólowych układu ruchu, które zostały podzielone na następujące grupy wiekowe: 16-24 lata (285 kobiet, 113 mężczyzn), 25-44 lata (47 kobiet, 38 mężczyzn), 45-59 lat (19 kobiet, 6 mężczyzn), powyżej 60 lat (26 kobiet, 5 mężczyzn). Protokół badania obejmował następujące po sobie testy: stanie swobodne z oczami otwartymi, stanie swobodne z oczami zamkniętymi. Każdy z testów wykonywany był trzykrotnie. W testach statycznych oceniano parametry położenia i prędkości środka ciężkości w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej (zakres, położenie średnie, prędkość, 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%. Obliczenia zostały przeprowadzone przy użyciu pakietu statystycznego Statistica 12.0 oraz arkusza kalkulacyjnego Excel. Wartości referencyjne wyliczono metodą $\text{średnia} \pm 2 \times \text{odchylenie standardowe}$. W celu wyznaczenia wartości referencyjnych dokonano podziałów uwzględniających płeć, wiek, wzrost oraz wartość wskaźnika BMI badanych osób.

WYNIKI

W analizie uwzględniającej płeć oraz wiek, ze względu na liczbę osób w poszczególnych grupach, wiarygodne wyniki odnoszą się do następujących grup: kobiety w wieku 16-24 lat (285 osób), mężczyźni w wieku 16-24 lat (113 osób), kobiety w wieku 25-44 lat (47 osób), mężczyźni w wieku 25-44 lat (38 osób). W analizie uzyskanych wartości referencyjnych dla poszczególnych parametrów testów nie zaobserwowano różnic pomiędzy grupami.

Dokonano również podziału na grupy wiekowe z uwzględnieniem wartości wskaźnika BMI według przyjętego podziału na niedowagę, normę, nadwagę. Wiarygodne wartości referencyjne wyznaczono dla grup: wiek 16-24 lata oraz BMI < 18,5 (29 osób), wiek 16-24 lata oraz BMI 18,5-25 (307 osób), wiek 16-24 lata oraz BMI 25-30 (55 osób). Analiza uzyskanych wartości referencyjnych nie wykazała aby wartość BMI wpływała na występowanie różnic pomiędzy grupami.

Po uwzględnieniu podziału pod względem wzrostu, wiarygodne wartości referencyjne uzyskano dla grup: wiek 16-24 lat oraz wzrost 151-165 cm (88 osób), wiek 16-24 lat oraz wzrost 166-186 cm (285 osób), wiek 16-24 lat oraz wzrost >186 cm (28 osób), wiek 25-44 lat oraz wzrost 166-186 cm (57 osób). Wykazano, że w obrębie grupy najmłodszej o wzroście powyżej 186cm występują większe zakresy wychyleń środka ciężkości w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej oraz długości ścieżki COP. Obserwacja dotyczy zarówno testu z oczami otwartymi, jak i zamkniętymi.

DYSKUSJA

Utrzymanie stabilnej, pionowej pozycji ciała człowieka wymaga sprawnego funkcjonowania układu równowagi. Zaburzenie którejkolwiek składowej tego systemu może mieć wpływ na pogorszenie stabilności posturalnej. Spośród najważniejszych czynników wpływających na pogorszenie funkcji układu równowagi literatura wskazuje na wiek [1,2]. W badaniach własnych największą grupę stanowiły osoby młode, a uzyskane zakresy referencyjne badanych parametrów w grupach starszych były niepełne lub obliczone na stosunkowo niewielkiej grupie badanych. W związku z powyższym nie była możliwa ocena zmian zakresów poszczególnych parametrów wraz z wiekiem.

W badaniach Olchowik i wsp. wykazano wpływ podwyższonej wartości wskaźnika BMI na zwiększenie zakresu wychyleń środka ciężkości u kobiet w okresie wcześniej starości [3]. Według autorów pogorszenie stabilności posturalnej u osób z nadwagą może wynikać z nadmiernego otluszczenia ciała i w konsekwencji trudnościami w wygenerowaniu siły mięśniowej potrzebnej do prawidłowego kontrolowania przemieszczeń COP. Badania innych autorów, które zostały przeprowadzone wśród osób młodych, również wykazały, że podwyższenie wskaźnika BMI wpływa na poszerzenie zakresów wyników uzyskiwanych w testach [4,5]. W badaniach własnych nie wykazano aby podwyższone wartości wskaźnika BMI u osób młodych wpływały na zmianą wartości parametrów zastosowanych testów. Stwierdzono zwiększony zakres norm referencyjnych dla osób bardzo wysokich (powyżej 186 cm wzrostu). Badania Alonso i wsp. wykazały, że wzrost jest najważniejszą zmienną antropometryczną, która wpływa na wyniki badań posturografii - wyższe osoby uzyskują gorsze rezultaty [6].

PODZIĘKOWANIA

Autorzy pracy dziękują zespołom z Akademii Wychowania Fizycznego im. prof. Kukuczki w Katowicach oraz Instytutu „Pomnik – Centrum Zdrowia Dziecka” w Warszawie za udostępnienie wyników badań u zdrowych osób do obliczenia wartości referencyjnych.

LITERATURA

1. Piirtola M, Era P. Force platform measurements as predictors of falls among older people - a review. *Gerontology*. 2006;52(1):1-16.
2. Ambrose AF, Paul G, Hausdorff JM. Risk factors for falls among older adults: a review of the literature. *Maturitas*. 2013;75(1):51-61.
3. Olchowik G, Tomaszewski M, Czwalik A, Tomaszewska M. Wpływ BMI na stabilność posturalną kobiet w okresie wczesnej starości. *Rozprawy Społeczne*. 2018;12(4):81-86.
4. Bučková K, Lobotková J, Hirjaková Z, Bzdúšková D, Hlavačka F. Postural control assessed by limit of stability in obese adults. *Activitas Nervosa Superior Rediviva*. 2014;56(3-4), 87-90.
5. Greve J, Alonso A, Bordini AC, Camanho GL. Correlation between Body Mass Index and Postural Balance. *Clinics*. 2007;62(6): 717-720.
6. Alonso AC, Luna NMS, Mochizuki L, Barbieri F, Santos S, Greve JMDA. The influence of anthropometric factors on postural balance: the relationship between body

composition and posturographic measurements in young adults. Clinics. 2012;67(12):1433–1441.

Ocena równowagi u pacjentek po aloplastyce stawu biodrowego względem wartości referencyjnych prototypowego systemu Virtual Balance Clinic

Anna Hadamus¹, Aleksandra J. Kowalska², Marta Grabowicz¹, Edyta Urbaniak²,
Aneta Bugalska¹, Kamil Wydra², Karolina Wiaderna¹, Rafał Boratyński², Miłosz A. Durka¹,
Agnieszka Kobza², Sebastian Wójtowicz¹, Anna Mosiołek¹, Monika Selegat¹,
Dariusz Białoszewski¹, Wojciech Marczyński²

¹Zakład Rehabilitacji Wydziału Medycznego, Warszawski Uniwersytet Medyczny

²Klinika Ortopedii CMKP, Samodzielny Publiczny Szpital Kliniczny im. Prof. Adama Grucy w Otwocku

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

WSTĘP

Zmiany zwyrodnieniowe stawu biodrowego oraz wykonywany u tych pacjentów zabieg endoprotezoplastyki stawu prowadzą do pogorszenia wielu funkcji związanych z prawidłową pracą narządu ruchu, takich jak siła mięśniowa, równowaga czy chód [1,2,3]. Jednocześnie, aloplastyka stawu oraz fizjoterapia prowadzona po zabiegu mogą prowadzić do poprawy powyższych funkcji w stosunku do stanu wyjściowego [4], jednak wymaga to dłuższego okresu czasu. Według literatury nawet po 16 tygodniach od zabiegu, mimo poprawy funkcji chodu i równowagi, pacjenci nie osiągnęli stanu porównywalnego do osób zdrowych [5]. Dlatego istotna jest wczesna ocena równowagi u osób po zabiegu endoprotezoplastyki stawu biodrowego oraz odniesienie do wartości osiąganych przez osoby zdrowe w celu wyznaczenia indywidualnych celów rehabilitacji.

Celem pracy było porównanie wyników uzyskiwanych w grupie pacjentek po endoprotezoplastyce stawu biodrowego z wartościami referencyjnymi testów na systemie Virtual Balance Clinic.

MATERIAŁ I METODA

Grupę badaną stanowiły pacjentki w okresie 2-12 tygodni po zabiegu endoprotezoplastyki stawu biodrowego, podzielone na dwie grupy wiekowe: 45-59 lat (N=8) i powyżej 60 lat (N=22). Do wyznaczenia wartości referencyjnych wykorzystano wyniki testów 19 zdrowych kobiet w przedziale wiekowym 45-59 lat i 26 zdrowych kobiet w wieku powyżej 60 lat.

U wszystkich badanych osób przeprowadzono badanie równowagi według protokołu zaimplementowanego do prototypowego systemu Virtual Balance Clinic:

- stanie swobodne z oczami otwartymi i zamkniętymi,
- test maksymalnego wychylenia do przodu,
- test funkcjonalny – rytmiczne wychylenia w płaszczyźnie strzałkowej.

Obliczenia statystyczne zostały przeprowadzone przy użyciu pakietu statystycznego Statistica 12.0 oraz arkusza Microsoft Excel. Wartości referencyjne w grupie osób zdrowych wyznaczono metodą średnia $\pm$ 2SD. Następnie porównano wyniki uzyskane przez pacjentów po endoprotezoplastyce stawu biodrowego do uzyskanych zakresów referencyjnych.

WYNIKI

Test stania swobodnego z oczami otwartymi wykazał nieprawidłowości (w stosunku do wartości referencyjnych) tylko u jednej pacjentki z grupy badanej w wieku 45-59 lat (wyłącznie w parametrze długość ścieżki w płaszczyźnie strzałkowej) oraz u wszystkich pacjentek powyżej 60 r. ż. (we wszystkich parametrach z wyjątkiem długości wektora stabilności u 3 osób).

Test stania swobodnego z oczami zamkniętymi wykazał nieprawidłowości u 3 pacjentek z młodszej grupy badanej w zakresie parametrów długości ścieżki AP oraz prędkości i długości ścieżki całkowitej przemieszczania COP. W grupie pacjentek po 60 r.ż. badanie to wykazało nieprawidłowości u 5 osób, przy czym u 4 z nich pogorszone były przynajmniej 4 parametry, a u jednej osoby poza wartościami referencyjnymi znalazł się wyłącznie kąt wektora stabilności. Test maksymalnego wychylenia wykazał nieprawidłowości wyłącznie u 2 osób w wieku 45-59 lat w zakresie wychylenia w fazie 2 testu (wartości poniżej dolnej granicy wartości referencyjnych). W grupie osób powyżej 60 r.ż. wyniki odbiegające od wartości referencyjnych w przynajmniej jednym parametrze uzyskało 9 osób, głównie we współczynniku regresji w fazie 1 oraz zakresie przemieszczeń COP w fazie 3 testu (po 5 osób).

W teście funkcjonalnym w grupie młodszych pacjentek tylko jedna osoba uzyskała wyniki odbiegające od zakresów referencyjnych (na 6, u których wykonano ten test), a w grupie starszych pacjentek stwierdzono wartości gorsze od referencyjnych u 3 osób (na 16 testowanych). Nieprawidłowości dotyczyły różnych parametrów u różnych osób, przy czym najwięcej (3) wykazał parametr optymalizacji ścieżki.

Podsumowując, w grupie pacjentek 45-59 lat nie stwierdzono żadnych nieprawidłowości w odniesieniu do zakresów referencyjnych u 3 osób, natomiast u jednej pacjentki nieprawidłowości były wyraźne i pojawiły się w testach stania swobodnego i teście maksymalnego wychylenia. W grupie pacjentek >60 r.ż. nieprawidłowości wykazano u wszystkich pacjentek w teście stania swobodnego z oczami otwartymi i u 12 osób w przynajmniej jednym parametrze z pozostałych testów. U 10 osób z tej grupy nie wykazano żadnych nieprawidłowości w testach: stania swobodnego z oczami zamkniętymi, maksymalnego wychylenia w przód oraz funkcjonalnym.

DYSKUSJA

Dostępna literatura wskazuje na fakt, iż pacjenci po zabiegu całkowitej endoprotezoplastyki stawu biodrowego osiągają gorsze parametry w testach stania obunóż z oczami otwartymi. Dotyczy to przede wszystkim przemieszczeń środka ciężkości i środka nacisku stóp w płaszczyźnie czołowej [6, 7]. Wyniki te są zgodne z wynikami badania własnego, w którym u wszystkich pacjentek powyżej 60 r.ż. zaobserwowane zostały nieprawidłowości w stosunku do grupy referencyjnej.

Natomiast porównanie wyników testu stania swobodnego z oczami zamkniętymi u osób po endoprotezoplastyce stawu biodrowego z wartościami referencyjnymi w grupie wiekowej powyżej 60 r.ż. stoi w opozycji do istniejących publikacji. Wykazują one, iż nawet po dłuższym okresie czasu od operacji, u osób tych dochodzi do znacznego pogorszenia prawie wszystkich parametrów przemieszczeń COP w stosunku do osób zdrowych [7]. Rozbieżność między wynikami własnymi a doniesieniami literaturowymi może wynikać ze złych wyników testu stania swobodnego z oczami zamkniętymi w grupie referencyjnej osób po 60 r.ż., co może być z kolei związane z naturalnym pogorszeniem zdolności utrzymania równowagi u osób starszych [9].

Według dostępnego piśmiennictwa, wyniki testów opartych na celowanych przesunięciach środka ciężkości, takich jak test maksymalnego wychylenia czy test funkcjonalny, u osób po przebytym zabiegu są istotnie gorsze niż u osób zdrowych [2]. Obecny w badaniu własnym brak wyraźnych odchyśleń od wartości referencyjnych w badanej grupie pacjentek, może być spowodowany złymi wynikami tych testów w grupie referencyjnej, zbyt małą liczebnością tej grupy czy niedokładnością pomiaru na prototypowym systemie.

Na podstawie wyników własnych oraz przeprowadzonego przeglądu piśmiennictwa można stwierdzić, że u osób po zabiegu endoprotezoplastyki stawu biodrowego dochodzi do pogorszenia zdolności utrzymania równowagi w staniu z oczami otwartymi oraz w teście maksymalnego wychylenia w stosunku do osób zdrowych. Natomiast w staniu z oczami

zamkniętymi oraz w teście funkcjonalnym osoby te mają porównywalną zdolność utrzymania równowagi do osób zdrowych. Trudno jednak określić, który z przeprowadzanych testów i które z parametrów są istotne dla uzyskania wiarygodnej oceny w tej grupie chorych. Powyższe badanie powinno zostać zweryfikowane poprzez zwiększenie liczebności grupy referencyjnej oraz równoległą ocenę grupy referencyjnej i pacjentek po endoprotezoplastyce stawu na innej, zwalidowanej platformie pomiarowej.

PODZIĘKOWANIA

Autorzy pracy dziękują zespołom z Akademii Wychowania Fizycznego im. prof. Kukuczki w Katowicach oraz Instytutu „Pomnik – Centrum Zdrowia Dziecka” w Warszawie za udostępnienie wyników badań u zdrowych osób do obliczenia wartości referencyjnych.

LITERATURA

1. Rasch A, Dalen N, Berg HE. Muscle strength, gait, and balance in 20 patients with hip osteoarthritis followed for 2 years after THA. *Acta Orthop*. 2010;81(2):183-8.
2. Nallegowda M, Singh U, Bhan S, Wadhwa S, Handa G, Dwivedi SN. Balance and gait in total hip replacement: a pilot study. *Am J Phys Med Rehabil*. 2003;82(9):669-77.
3. Tateuchi H, Ichihashi N, Shinya M, Oda S. Anticipatory postural adjustments during lateral step motion in patients with hip osteoarthritis. *J Appl Biomech*. 2011;27(1):32-9.
4. Majewski M, Bischoff-Ferrari HA, Gruneberg C, Dick W, Allum JH. Improvements in balance after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br*. 2005;87(10):1337-43.
5. Lugade V, Klausmeier V, Jewett B, Collis D, Chou LS. Short-term recovery of balance control after total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2008;466(12):3051-8.
6. Nantel J, Termoz N, Centomo H, Lavigne M, Vendittoli P-A, Prince F. Postural balance during quiet standing in patients with total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty. *Clinical Biomechanics*. 2008;23(4):402-7.
7. Pop T, Szymczyk D, Majewska J, Bejer A, Baran J, Bielecki A, et al. The Assessment of Static Balance in Patients after Total Hip Replacement in the Period of 2-3 Years after Surgery. *Biomed Res Int*. 2018;2018:3707254.
8. Lin N-L, Chern J-S, Lee S-S, Chang S, Tang F-T, editors. *The Static Balance Following Total Hip Arthroplasty*. 6th World Congress of Biomechanics (WCB 2010) August 1-6, 2010 Singapore; 2010 2010//; Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
9. Osoba MY, Rao AK, Agrawal SK, Lalwani AK. Balance and gait in the elderly: A contemporary review. *Laryngoscope Investig Otolaryngol*. 2019;4(1):143-53.

Ocena efektów autorskiego programu ćwiczeń w hiperlordozie oraz hipolordozie u młodych kobiet pracujących w pozycji siedzącej

PATRYCJA PROSKURA¹, MAŁGORZATA SOBERA¹

¹Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu

WSTĘP

Prawidłowo ukształtowany kręgosłup w płaszczyźnie czołowej powinien być linią prostą. W projekcji bocznej kręgosłup tworzy potrójną krzywiznę typu esowatego, na którą składają się lordoza szyjna i lędźwiowa oraz kifoza piersiowa. Z punktu widzenia biomechaniki krzywizny kręgosłupa spełniają ważną funkcję, jaką jest m.in. amortyzacja obciążeń wynikających z codziennych czynności. Zmiana zakresów przednio-tylnych krzywizn kręgosłupa jest uważana za potencjalny czynnik wystąpienia dolegliwości bólowych dolnego odcinka kręgosłupa (Kluszczyński i wsp., 2017; Filiz i Firat, 2019). Zdaniem niektórych autorów (Chun i wsp. 2017; Zwierchowska i Tuz, 2018) zarówno zbyt duży, jak i za mały kąt lordozy lędźwiowej stanowi źródło problemów związanych z bólem dolnego odcinka kręgosłupa. Do najczęstszych patologii tej okolicy można zaliczyć: zwiększenie krzywizny w odcinku lędźwiowym (hiperlordoza lędźwiowa), zmniejszenie bądź spłaszczenie (hipolordoza albo dyslordoza lędźwiowa). Ból okolicy lędźwiowej kręgosłupa jest znaczącym problemem wpływającym na jakość życia i jest jedną z głównych przyczyn utraty siły roboczej w krajach rozwiniętych (Filiz i Firat, 2019). Na dolegliwości bólowe kręgosłupa w odcinku lędźwiowym są narażone osoby prowadzące sedenteryjny tryb życia, a zatem pracujące w pozycji siedzącej (Munir i wsp, 2018; Kett i Sichting, 2020). Aktywność fizyczna jest najbardziej podstawowym, prostym i dobrze znanym sposobem radzenia sobie z bólem odcinka lędźwiowego kręgosłupa (Fahad i wsp., 2019).

Celem badań była ocena wpływu autorskiego programu ćwiczeń na dolegliwości bólowe kręgosłupa oraz na zmiany w ukształtowaniu odcinka lędźwiowego w płaszczyźnie strzałkowej.

MATERIAŁ I METODA

W badaniach wzięło udział 60 kobiet pracujących w pozycji siedzącej w wieku od 26 do 40 lat, które losowo zostały podzielone na dwie grupy: eksperymentalną oraz kontrolną. W celu określenia nasilenia bólu w odcinku lędźwiowym kręgosłupa wykorzystano skalę Visual Analogue Scale (VAS). Natomiast w celu zbadania wielkości kąta lordozy lędźwiowej oraz kąta przodopochylenia miednicy wykorzystano cyfrowy inklinometr Saundersa (Technomex) oraz Duometr OPIW. Obie grupy wzięły udział w 3 miesięcznym programie ćwiczeń, z tym, że jedna grupa wykonywała ćwiczenia odpowiednio zmodyfikowane pod kątem indywidualnego ukształtowania przednio-tylnych krzywizn kręgosłupa. Zajęcia odbywały się trzy razy w tygodniu po 45 minut. Następnie po upływie 3 miesięcy badania zostały przeprowadzone ponownie na obu grupach.

WYNIKI

Badania potwierdziły istotną statystycznie różnicę ($p=0,02$) w poziomie bólu odczuwanego po zakończeniu 3-miesięcznego programu ćwiczeń pomiędzy grupą kontrolną, a eksperymentalną. Większość osób, które miały zindywidualizowane ćwiczenia pod kątem zdiagnozowanej wady postawy po ukończeniu projektu badawczego w ogóle nie odczuwało dolegliwości bólowych kręgosłupa. Natomiast przed rozpoczęciem ćwiczeń nie było istotnej statystycznie różnicy w poziomie odczuwanego bólu ($p=0,26$). Zarówno w grupie eksperymentalnej, jak i kontrolnej znalazły się osoby, u których badanie wykazało hiperlordozę i hipolordozę, ze względu na to, że dobór do grup był losowy, stąd różnice wielkości kątów lordozy lędźwiowej, jak i kąta przodopochylenia miednicy nie były istotne statystycznie. Natomiast po ukończeniu projektu badawczego w obu grupach wykazano dodatnie korelacje dla wielkości kąta lordozy lędźwiowej oraz kąta przodopochylenia miednicy. W grupie kontrolnej $r=0,87$, a w grupie eksperymentalnej $r=0,57$. Jednakże większa poprawa w zakresie

wielkości kąta lordozy lędźwiowej oraz kąta przodopochylenia miednicy nastąpiła w grupie eksperymentalnej.

DYSKUSJA

Liczne publikacje potwierdzają zasadność i skuteczność stosowania ćwiczeń w dolegliwościach bólowych dolnego odcinka kręgosłupa, a także potwierdzają ich wpływ na wielkość kąta przodopochylenia miednicy oraz kąta lordozy lędźwiowej (Cho i wsp., 2015; Fatemi i wsp., 2015; Roh i wsp., 2016). Jednakże relatywnie mało uwagi poświęca się funkcji mięśni bezpośrednio wpływających na wielkość przodopochylenia miednicy tzn. mięśni zginaczy i prostowników stawu biodrowego. Na ogół ćwiczenia, które proponuje się w profilaktyce „zdrowego kręgosłupa” to wzmacnianie mięśni grzbietu razem ze wzmacnianiem mięśni prostowników stawu biodrowego oraz wzmacnianie mięśni brzucha z włączeniem napięcia mięśni zginaczy stawu biodrowego. W związku z tym należałoby stosować bardziej indywidualne podejście uwzględniające wady postawy, takie jak hiperlordoza i hipolordoza w celu odniesienia lepszych efektów, co potwierdzają przeprowadzone przez nas badania.

LITERATURA

1. Cho I., Jeon C., Lee S., Lee D., Hwangbo G. Effects of lumbar stabilization exercise on functional disability and lumbar lordosis angle in patients with chronic low back pain. *Journal of Physical Therapy Science* 2015, 27(6): 1983–1985.
2. Chun SW., Lim CY., Kim K., Hwang J., Chung SG. The relationships between low back pain and lumbago lordosis: a systematic review and meta-analysis. *The spine journal: official journal of the North American Spine Society* 2017; 17(8):1180-1191.
3. Fatemi R., Javid M., Najafabadi E.M. Effects of William training on lumbosacral muscles function, lumbar curve and pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* 2015, 28: 591–597.
4. Filiz M.B., Firat S.C. Effects of Physical Therapy on Pain, Functional Status, Sagittal Spinal Alignment, and Spinal Mobility in Chronic Non-specific Low Back Pain. *The Eurasian Journal of Medicine* 2019, 51(1): 22–26.
5. Hanna F., Daas R.N., El-Shareif T.J., Al-Marridi H.H., Al-Rojoub Z.M., Adegboye O.A. The Relationship Between Sedentary Behavior, Back Pain, and Psychosocial Correlates Among University Employees. *Frontiers in Public Health* 2019, 7: 80.
6. Kett A.R., Sichting F. Sedentary behaviour at work increases muscle stiffness of the back: Why roller massage has potential as an active break intervention. *Applied Ergonomics* 2020, 82:102947.
7. Kluszczyński M., Wąsik J., Ortenburger D., Zarzycki D., Siwik P. Prognostic value of measuring the angles of lumbar lordosis and thoracic kyphosis with the Saunders inclinometer in patients with low back pain. *Polish Annals of Medicine* 2017, 24: 31-35.
8. Munir F., Biddle S.J.H., Davies M.J., Dunstan D., Esliger D., Gray L.J., Jackson B.R., O'Connell S.E., Yates T., Edwardson C.L. Stand More AT Work (SMArT Work): using the behaviour change wheel to develop an intervention to reduce sitting time in the workplace. *BMC Public Health* 2018, 18: 319.
9. Roh H.S., Cho W.J., Ryu W.J., Park S.J., An C.S., The change of pain and lumbosacral sagittal alignment after sling exercise therapy for patients with chronic low back pain. *Journal of Physical Therapy Science* 2016, 28(10): 2789–2792.
10. Zwierzchowska A., Tuz J. Ocena wpływu krzywizn kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej na dolegliwości mięśniowo-szkieletowe u młodych osób. *Medycyna Pracy* 2018, 69 (1): 29-36.

Ocena stabilności posturalnej u osób po osteoporotycznych złamaniach kręgosłupa

Justyna Kędziorek¹, Michalina Błażkiewicz¹

¹Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie

WSTĘP

Osteoporoza, przez Światową Organizację Zdrowia (WHO) została uznana za chorobę cywilizacyjną. Osteoporoza to choroba charakteryzująca się postępującym ubytkiem masy kostnej, osłabieniem struktury przestrzennej kości oraz zwiększoną podatnością na złamania. Zatem stanowi ona nie tylko problem zdrowotny, ale również socjoekonomiczny, gdyż wiąże się z wysokimi kosztami leczenia [1]. 40% ryzyko wystąpienia złamań osteoporotycznych, dotyczące zwłaszcza trzonów kręgów, powoduje obniżenie komfortu życia, uzależnienie od osób trzecich a często również depresję. Złamania nierzadko są spowodowane bodźcem destabilizującym: potknięciem się czy też podparciem [2, 3]. Dlatego też, celem niniejszej pracy jest ocena stabilności posturalnej u osób po osteoporotycznych złamaniach kręgosłupa.

MATERIAŁ I METODY

W badaniach wzięło udział 17 osób (13 kobiet, 4 mężczyzn) w wieku 66.35 ± 6.13 lat po osteoporotycznych złamaniach kręgosłupa w odcinku piersiowo-lędźwiowym. Osoby przeszły małoinwazyjną operację przezskórną, z śrubami perforowanymi wzmocnionymi cementem kostnym. Po 12 miesiącach od operacji wykonano 6 testów stabilności posturalnej. Trzy próby 20 sekundowe stania obunóż z: oczami otwartymi (2oo), zamkniętymi (2oz) oraz z oczami zamkniętymi i zadaniem dual-task (2oz_dt). Trzy próby 10 sekundowe stania na jednej kończynie dolnej: z oczami otwartymi (1oo), zamkniętymi (1oz) oraz z oczami zamkniętymi z zadaniem dual-task (1oz_dt). Do pomiarów wykorzystano platformę AMTI AccuSway (100Hz). Analizę CoP wykonano miarami liniowymi (długość drogi CoP) i nieliniowymi: współczynnik entropii próbkowej (SampEn), wykładnik Lapunowa (LyE), wymiar fraktalny (FD). Ocenę ryzyka upadków wykonano na uchyłnej platformie Biodex SD.

WYNIKI

Wśród badanych tylko 1 osoba wykonała zadanie (1oz). Żadna z osób badanych nie wykonała zadania (1oz_dt). Analiza wyników badań pomiaru wystąpienia ryzyka upadków pokazała, że 7 osób jest zagrożonych upadkiem. Zmiana pola powierzchni (stanie jedno-nóż) oraz przeprowadzenie prób w warunkach oczu zamkniętych spowodowało wzrost średnich wartości współczynnika SampEn, FD oraz LyE: $\text{SampEn}_{(2oo)} = 0.25 < \text{SampEn}_{(1oz)} = 0.53$; $\text{FD}_{(2oo)} = 1.47 < \text{FD}_{(1oz)} = 1.62$ oraz $\text{LyE}_{(2oo)} = 0.42 < \text{LyE}_{(1oz)} = 1.63$.

DYSKUSJA

Analiza badań przeprowadzonych na grupie osób po złamaniu osteoporotycznym kręgosłupa wskazuje na tendencję do pogarszania się zdolności do utrzymania równowagi ciała w warunkach zmniejszenia płaszczyzny podparcia i wyłączenia kontroli wzrokowej, a także zwiększone ryzyko upadku. Niska wartość LyE(2oo) w porównaniu do innych prób, świadczy o większej sztywności układu kontroli posturalnej. Wykorzystanie miar liniowych i nieliniowych stanowi kompleksową ocenę stanu kontroli posturalnej u badanych.

LITERATURA

1. Chaves Aveiro M. et al. (2017). CLIMACTERIC 2017: 1-9.
2. Guła Z. et al. (2010). Gerontologia Polska 18 (3): 107-113.
3. Janiszewska M. et al. (2015). Probl Hig Epidemiol 96 (1): 106-114.

Wpływ stabilizatorów zewnętrznych stawu skokowego na wybrane parametry biomechaniczne chodu

Barbara Łysoń-Ukłańska^{1,2}, Monika Kwacz²,

¹Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie

²Politechnika Warszawska, Wydział Mechatroniki

WSTĘP

U wielu pacjentów po urazach skrętnych stawu skokowego, leczonych zarówno operacyjnie jak i zachowawczo, mimo leczenia dochodzi do przewlekłej niestabilności [1][2]. Jednym z elementów leczenia zachowawczego jest unieruchomienie, często zapewniane przez stabilizatory zewnętrzne stawu skokowego. Mimo wielu prac badających stabilizatory zewnętrzne stawu skokowego w warunkach pasywnych [3], brakuje piśmiennictwa określającego w jakim stopniu i w jaki sposób stabilizatory zewnętrzne ograniczają ruch stawu skokowego w chodzie, będącym podstawą lokomocji.

MATERIAŁ I METODA

Badaniu poddano 20 zdrowych osób dorosłych (10 kobiet oraz 10 mężczyzn; wiek: 27 ± 5 lat, masa ciała: 72 ± 12 kg, wzrost: 176 ± 8 cm), u których nie wystąpiły urazy kończyn dolnych w ciągu ostatnich sześciu miesięcy a także 20 osób ze stwierdzoną klinicznie niestabilnością prawego stawu skokowego (10 kobiet oraz 10 mężczyzn; wiek: 29 ± 6 lat, masa ciała: 77 ± 12 kg, wzrost: 177 ± 9 cm). 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 (OFM). Badano chód boso oraz w pięciu stabilizatorach zewnętrznych stawu skokowego (Medi Levamed stabili tri (LM), Bauerfeind MalleoLoc (M), Bauerfeind CaligaLoc (C), AIRCAST AirSport (AS) oraz AIRCAST AirStirrup (ASTP)). Stabilizatory istotnie różnią się konstrukcją, jednak wszystkie według opisu producenta mogą być wykorzystywane jako zaopatrzenie ortopedyczne we wczesnym okresie pourazowym więzadeł pobocznych. Dodatkowo po każdej próbie osoba badana oceniała badany stabilizator pod kątem wygody, zaburzenia chodu, stabilizacji oraz wyglądu w skali od 1 do 5, gdzie 5 zawsze oznaczało najkorzystniejszą ocenę dla danego stabilizatora. Do analizy danych wykorzystano program Matlab R2018b. Dla wybranych parametrów wyjściowych modelu OFM wybrano charakterystyczne wartości na przebiegach krzywych (min1 i min2 – minimum odpowiednio w pierwszej i drugiej połowie fazy podporu, minC i maxC – odpowiednio całkowite minimum i maksimum) a także wyznaczono zakres ruchu (rom). Analizę statystyczną przeprowadzono korzystając z programu STATISTICA 13 wykorzystując testy ANOVA Friedmana oraz ANOVA trójczynnika z powtarzanymi pomiarami dla czynnika STAB (typ założonego stabilizatora lub jego braku), S/N (przynależność do grupy zdrowej (S) lub ze stwierdzoną niestabilnością stawu skokowego (N)) oraz Płeć.

WYNIKI

Wyniki ANOVY trójczynnika dla wybranych parametrów wyjściowych modelu OFM w płaszczyźnie strzałkowej przedstawiono w Tabeli 1. Można zaobserwować, że dla większości analizowanych zmiennych czynnik STAB był istotny statystycznie. Dodatkowo warto zwrócić uwagę, że wartości η^2 dla tego czynnika są wysokie co oznacza, że tłumaczy on znaczną część zmienności analizowanych parametrów. Wykonując testy post-hoc zaobserwowano między innymi, że stabilizator LM i C najlepiej ograniczały zgięcie grzbietowe (zmniejszenie średnio o 3° względem chodu boso) w stawie skokowym, najmniejszy zakres ruchu w stawie skokowym zaobserwowano dla stabilizatora C (zmniejszenie średnio o 12° względem chodu boso), z kolei dla ustawienia tyłostopia względem kości piszczelowej to LM zapewniał

najlepszą stabilizację (zmniejszenie o ok. 7°). Dodatkowo dla inwersji ewersji w stawie skokowym zaobserwowano ograniczenie ruchu dla większości stabilizatorów, jednak dalej zakres ruchu wynosił powyżej 5°. W Tabeli 1 można także zaobserwować, że oprócz czynnika STAB, istotność statystyczną w wybranych parametrach zaobserwowano również dla czynnika S/N, Płeć czy interakcji S/N*Płeć, STAB*S/N, STAB*Płeć oraz STAB*S/N*Płeć. Wyniki ankiet wskazują, że osoby badane oceniły stabilizator C jako najmniej wygodny (mediana = 2) a także najbardziej zaburzający chód (mediana = 2), z kolei wraz ze stabilizatorem LM wskazany on został jako najlepiej stabilizujący (mediana = 4).

Tabela 1 Wyniki testu ANOVA trójczynnika z powtarzanymi pomiarami (p – wartość prawdopodobieństwa testowego oraz η^2 -eta kwadrat cząstkowe) dla wartości wybranych na przebiegach krzywych parametrów modelu OFM (ANAX – zgięcie – wyprost w stawie skokowym, HFTBAX – ustawienie tylostopia względem kości piszczelowej w płaszczyźnie strzałkowej, FFHHAX – ustawienie przodostopia względem tylostopia w płaszczyźnie strzałkowej)

		S/N	Płeć	S/N*Płeć	STAB	STAB*S/N	STAB*Płeć	STAB*S/N*Płeć
		p (η^2)	p (η^2)	p (η^2)	p (η^2)	p (η^2)	p (η^2)	p (η^2)
ANAX	min1	0.958(<0.001)	0.403 (0.019)	0.367 (0.023)	<0.001(0.361)	0.219 (0.038)	0.061 (0.056)	0.010 (0.079)
	min2	0.045 (0.107)	0.382 (0.021)	0.163(0.053)	<0.001(0.620)	0.070 (0.055)	0.002 (0.102)	0.131 (0.046)
	maxC	0.307 (0.029)	0.084 (0.081)	0.017 (0.149)	<0.001(0.400)	0.018 (0.073)	0.434 (0.026)	0.017 (0.073)
	rom	0.259 (0.035)	0.010 (0.171)	0.292 (0.031)	<0.001(0.776)	0.371 (0.029)	0.001 (0.114)	0.866 (0.010)
HFTBAX	Min1	0,242 (0,038)	0,385 (0,021)	0,932(<0.001)	0,118 (0,047)	0,505 (0,023)	0,011 (0,078)	0,062 (0,056)
	Min2	0,047 (0,105)	0,223 (0,041)	0,878(<0.001)	<0.001(0,184)	0,719 (0,016)	0,068 (0,055)	0,014 (0,075)
	maxC	0,070 (0,089)	0,119 (0,066)	0,973(<0.001)	<0.001(0,114)	0,461 (0,025)	0,093 (0,051)	0,027 (0,067)
	rom	0,362 (0,023)	0,643 (0,006)	0,946 <0.001)	<0.001(0,548)	0,561 (0,021)	0,086 (0,052)	0,958 (0,006)
FFHHAX	Min	0,812 (0,002)	0,755 (0,003)	0,044 (0,108)	0,002 (0,102)	0,227 (0,037)	0,177 (0,041)	0,022 (0,070)
	Max	0,293 (0,031)	0,127 (0,064)	0,038 (0,114)	0,001 (0,105)	0,323 (0,032)	0,247 (0,036)	0,015 (0,075)
	rom	0,136 (0,061)	<0.001(0,267)	0,796 (0,002)	<0.001(0,165)	0,877 (0,010)	0,203 (0,039)	0,668 (0,018)

DYSKUSJA

Zaobserwowano istotny wpływ obecności stabilizatorów stawu skokowego na wybrane parametry biomechaniczne chodu, jednak nie dla wszystkich stabilizatorów i wszystkich stopni swobody stabilizacja wydaje się być wystarczająca. Dla prawidłowego gojenia się więzadeł pobocznych w stawie skokowym zakres zgięcia i wyprostu w stawie skokowym górnym powinien się mieścić odpowiednio w zakresie 10-20° a ruch nawracania i odwracania nie powinien mieć miejsca [4] – nie wszystkie te warunki zostały spełnione.

Ukazana istotność czynników S/N, Płeć czy ich interakcja z czynnikiem STAB wskazuje, że ten sam stabilizator w różny sposób potrafi oddziaływać na różne z analizowanych podgrup. Istotna zatem jest weryfikacja dopasowania stabilizatorów do wymiarów stopy osoby badanej. Wiele stabilizatorów określa rozmiary na podstawie jednego parametru (rozmiar buta, szerokość pięty, obwód kostki), co może nie być wystarczające. Wskazana może być także produkcja zindywidualizowanych stabilizatorów stawu skokowego.

LITERATURA

1. 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.
2. 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.
3. 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.
4. 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.

Matematyczny Model Biegu

Zofia Wróblewska^{1,2}, Sławomir Winiarski²

¹Wydział Matematyki, Politechnika Wrocławska

²Zakład Biomechaniki, AWF Wrocław

WSTĘP

Praca dotyczy modelu matematycznego opisującego bieg człowieka. W pracy został wykorzystany model sprężysty *spring mass running model* [1] w celu matematycznego opisanie i oszacowania współczynnika K modelu. Jest to bezwymiarowa sztywność kończyny, zawierająca informacje o cechach osobniczych. Biegacz jest reprezentowany przez punkt materialny - masa ciała umieszczona na sprężynie, a modelowana jest przede wszystkim kończyna dolna znajdująca się w fazie podporu. Parametrami wykorzystywanymi w modelu są: masa ciała, współrzędne środka masy, długość i sztywność kończyny oraz kąt między kończyną, w momencie pierwszego kontaktu z podłożem, a osią pionową (kąt natarcia).

Dodatkowo, w celu weryfikacji modelu przeprowadzono eksperyment polegający na wideoanalizie 8 biegaczy.

MATERIAŁ I METODA

W badaniu wzięło udział 4 sprinterów i 4 biegaczy długodystansowych. Wykorzystując kamerę cyfrową (JVC GZ-R445DEU, 2 Mpx, 120 Fps) zostali oni nagrani biegnąc, w charakterystyczny dla uprawianej konkurencji sposób. Kamera została umieszczona w stabilny sposób (na statywie), tak aby zarejestrować 10m wycinek z biegu. Następnie wykorzystując program Tracker (stworzony przez Open Source Physics) przeanalizowano nagrania. W odstępach 0,033s rejestrowano współrzędne środka masy (przybliżanego przez punkt w okolicy krętarza wielkiego). Na tej podstawie wyliczone zostały pionowa i pozioma prędkość. Odczytano również średni kąt natarcia. Na podstawie zebrane dane przy pomocy metod numerycznych wyliczono wartość współczynnika (K). W tym celu wykorzystano wbudowane funkcje pakietu Matlab. W pracy przeprowadzono również szereg działań matematycznych w celu uzyskania analitycznego wzoru na K.

WYNIKI

Uzyskany wzór analityczny porównano z wartościami numerycznymi. Dodatkowo otrzymano wzory na: długość kroku, czas kontaktu stopy z podłożem oraz czas lotu. Umożliwiło to sprawdzenie zgodności wartości parametrów wyliczonych z modelu z odpowiadającymi im odczytanymi z nagrań.

DYSKUSJA

Aproksymacja K zachowuje się lepiej dla małych wartości kąta natarcia. Model teoretyczny wykazuje się również większą zgodnością z biegami sprinterskimi, które charakteryzują się mniejszymi wartościami kąta natarcia niż biegi długodystansowe.

Kolejnym celem pracy jest dostosowanie modelu, tak aby możliwie najlepiej oddawał bieg człowieka. Zbadanie kryteriów jego stabilności oraz minimalizacja kosztów energetycznych przy jednoczesnej maksymalizacji wyników.

LITERATURA

1. Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. Journal of Biomechanics, 22 (11/12), 1217-1227.

Wpływ 4-tygodniowego treningu równowagi u osób starszych z zastosowaniem wirtualnej kliniki równowagi (VBC) - badania pilotażowe

A. Brachman, W. Marszałek, J. Michalska, A. Kamieniarz, M. Pawłowski, K. J. Słomka, G.Juras

Instytut Nauk o Sporcie, Akademia Wychowania Fizycznego w Katowicach

WSTĘP

Wirtualna Klinika Równowagi (VBC) jest narzędziem terapeutycznym stworzonym w celu wspierania pracy fizjoterapeutów i lekarzy. System VBC pozwala zarówno na obiektywną ocenę osób z zaburzeniami równowagi jak również przeprowadzenie treningu dostosowanego do możliwości i potrzeb pacjenta. Rehabilitacja z użyciem VBC polega na wykonywaniu zadań motorycznych ukrytych w grach, opierających się na ruchach wykonywanych w życiu codziennym. System składa się z dwóch zintegrowanych urządzeń, platformy posturograficznej i systemu pomiarowego 3D / 4D opartego na czujnikach Kinect. Oba urządzenia służą do sterowania i weryfikowania jakości przeprowadzanego ruchu. W celu oceny skuteczności rehabilitacji powstał specjalny moduł diagnostyczny składający się z 3 testów oceniających równowagę. Celem badań była ocena wpływu 4 tygodniowego treningu u osób starszych z zastosowaniem wirtualnej kliniki równowagi.

MATERIAŁ I METODA

Trzydzieści zdrowych starszych kobiet uczestniczyło w 12 sesjach treningu równowagi opartego na wirtualnej rzeczywistości (trzy razy w tygodniu). Sesja treningowa składała się z siedmiu gier obejmujących ćwiczenia takie jak: przenoszenie ciężaru ciała, wychylenia w różnych kierunkach, chód w miejscu, wy kroki, rotacja tułowia, stanie jedno nóg. Uczestnicy badań byli 3 razy: przed interwencją, po 6 sesjach treningowych i po zakończeniu 4-tygodniowego programu. Protokół pomiarowy składał się z trzech testów wykonywanych na platformie dynamometrycznej, każdy powtarzany był 3krotnie: test stania swobodnego z oczami otwartymi (30s) i zamkniętymi (30s); test równowagi funkcjonalnej (FBT) polegający na naprzemiennym przemieszczaniu środka nacisku stóp (COP) i trafianiu do celu; test maksymalnego wychylenia w przód (LOS) (30s) polegający na maksymalnym wychyleniu po usłyszeniu sygnału startowego i utrzymaniu pozycji w wychyleniu.

WYNIKI

Wyniki wykazały istotną poprawę w teście LOS po interwencji. W teście FBT u uczestników po 6 treningach zaobserwowano istotny spadek ($p < 0,01$; $W = 0,5$ Kendalla) średniego czasu trafienia w cel, średnia prędkość przemieszczania się COP wzrosła po 6 i 12 sesjach, jednak nie osiągnęła istotności ($p = 0,053$), niemniej jednak wielkość efektu była duża ($\eta^2 = 0,22$). Trening nie wpłynął znacząco na optymalizację ruchu w teście FBT i parametry testu stania swobodnego.

WNIOSKI

Wyniki wskazują, iż nawet stosunkowo krótki 4-tygodniowy trening u osób starszych może przynieść pozytywne rezultaty. Dwanaście sesji treningu równowagi VR z użyciem platformy dynamometrycznej i czujnika Kinect spowodowało istotną poprawę stabilności postawy u zdrowych starszych kobiet. Badanie to potwierdza potencjalne zastosowanie terapeutyczne programu treningowego VR opartego na ruchach wykonywanych w życiu codziennym.

Wpływ ułożenia miednicy w płaszczyźnie strzałkowej na obciążenia w układzie mięśniowo-szkieletowym człowieka

Michnik R.¹, Zadoń H.¹, Nowakowska K.¹, Jochymczyk-Woźniak K.¹,
Myśliwiec A.², Mitas A.³

¹Katedra Biomechatroniki, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska, Zabrze

²Katedra Kinezyterapii i Metod Specjalnych Fizjoterapii, Wydział Fizjoterapii, Akademia Wychowania Fizycznego

³Katedra Informatyki i Aparatury Medycznej, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska, Zabrze

WSTĘP

W ostatnich latach zaobserwowano znaczący wzrost częstotliwości diagnozowania oraz leczenia dolegliwości bólowych kręgosłupa. Obecnie bóle dolnych partii kręgosłupa (ang. low back pain, LBP), obok nadciśnienia tętniczego czy cukrzycy, zaliczane są do chorób cywilizacyjnych, co pokazuje, że dolegliwości te stają się coraz poważniejszym wyzwaniem nie tylko zdrowotnym, ale również społecznym oraz ekonomicznym [1].

Podstawowym elementem badania fizykalnego osób skarżących się na LBP jest obserwacja postawy oraz ruchu kompleksu lędźwiowo-miedniczego. Badania pokazują, że u osób z bólami dolnych partii kręgosłupa występują różne zmienne wzorce rytmu lędźwiowo-miedniczego, które mogą być potencjalnymi czynnikami przyczyniającymi się do rozwoju LBP [2]. W związku z tym, podczas próby zrozumienia powodów występowania dolegliwości bólowych w obrębie odcinka lędźwiowo-krzyżowego kręgosłupa, należy wziąć pod uwagę funkcjonowanie kręgosłupa w kontekście całego ciała, zwłaszcza miednicy oraz kończyn dolnych [3].

Z powodu zatrważających informacji jako cel pracy postawiono dokonanie oceny wpływu ułożenia miednicy w płaszczyźnie strzałkowej na występujące obciążenia w układzie mięśniowo-szkieletowym podczas pozycji stojącej z wykorzystaniem metody modelowania matematycznego.

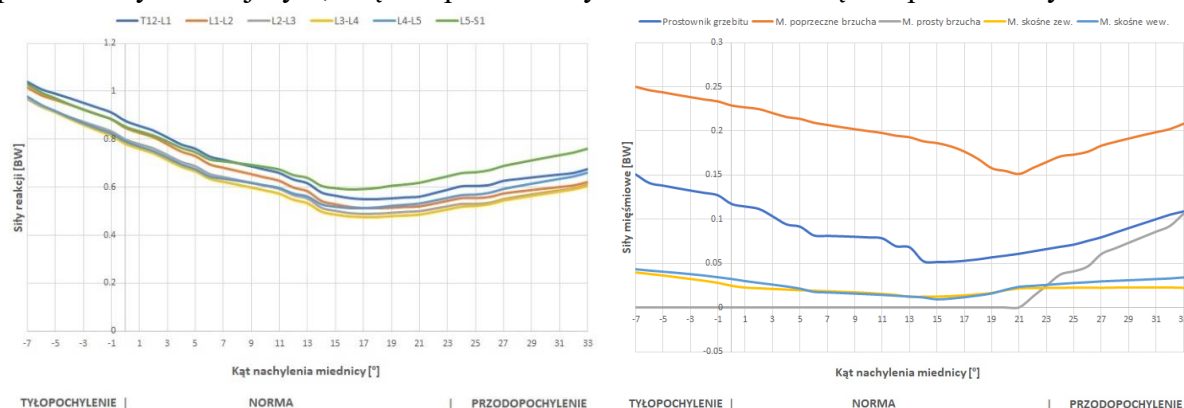
MATERIAŁ I METODA

Analizę wpływu różnych ustawień miednicy przeprowadzono z wykorzystaniem modelu matematycznego Free Posture Model w oprogramowaniu AnyBody Modeling System [4]. Symulacji pozycji stojącej z różnym nachyleniem miednicy dokonano w zakresie od skrajnego tyłopochylenia miednicy (-7°) poprzez wartości normatywne ($0-23^\circ$) do skrajnego przodopochylenia miednicy (33°). Pozycję stojącą odwzorowano zakładając, iż staw skokowy, staw biodrowy oraz staw ramienny znajdują się w linii prostej niezależnie od stopnia nachylenia miednicy. Symulacje przeprowadzono dla modelu 50c mężczyzny.

WYNIKI

Analizie poddano uzyskane w wyniku symulacji wartości sił reakcji w stawach międzykręgowych odcinka lędźwiowego kręgosłupa oraz sił mięśniowych występujących w obrębie kręgosłupa oraz kończyn dolnych. Wyniki znormalizowano względem ciężaru ciała BW (ang. Body Weight). Najmniejsze wypadkowe siły reakcji w stawach międzykręgowych zanotowano dla kąta pochylenia w zakresie $9-27^\circ$ i dla segmentu L5-S1 wynosiły poniżej $0,7BW$. Szybszy wzrost obciążeń występujących w dolnych partiach kręgosłupa zauważono podczas pogłębiania tyłopochylenia miednicy. Natomiast zmiana nachylenia miednicy z wartości normatywnych w tyło- lub przodopochylenie doprowadziła do zwiększenia aktywności mięśniowej prostownika grzbietu, mięśni poprzecznych brzucha, mięśni skośnych

wewnętrznych oraz mięśni skośnych zewnętrznych. W przypadku kończyn dolnych zaobserwowano zmianę aktywności w mięśniu dwugłowym uda, mięśniu biodrowym, mięśniu pośladkowym mniejszym, mięśniu pośladkowym średnim oraz mięśniu pośladkowym wielkim.



Rys. 1 Wartości wypadkowych sił reakcji w stawach międzykręgowych odcinka lędźwiowego kręgosłupa oraz sił mięśniowych wybranych mięśni dla różnego ustawienia miednicy w płaszczyźnie strzałkowej.

DYSKUSJA

Przeprowadzone symulacje numeryczne potwierdzają wyniki badań doświadczalnych [5] oraz badań radiologicznych osób zdrowych [6] oceniających wpływ ułożenia miednicy na parametry kręgosłupowo-miednicze. Zarówno symulacje, jak i badania doświadczalne oraz radiologiczne pokazują, iż zmiana nachylenia miednicy wpływa na ułożenie kręgosłupa w jego dolnych partiach – w odcinku lędźwiowo-krzyżowym. Ustawienie miednicy w tyłopochyleniu doprowadza do utraty naturalnej krzywizny odcinka lędźwiowego - następuje spłaszczenie lordozy. Natomiast przechodzenie z pozycji tyłopochylenia miednicy przez pozycję normatywną do przodopochylenia powoduje uwypuklenie lordozy odcinka lędźwiowego.

Udokumentowane osłabienie mięśni brzucha u osób z LBP [6] sugeruje, że wzmocnienie mięśni brzucha w wyniku stosowania ćwiczeń terapeutycznych opartych na rotacji miednicy mogą stać się odpowiednim sposobem na profilaktykę oraz rehabilitację, której celem jest niwelacja dolegliwości bólowych w dolnych partiach kręgosłupa.

Uzyskane wyniki potwierdzają, iż nachylenie miednicy wpływa na obciążenia występujące w układzie szkieletowo-mięśniowym. Wyniki niniejszych badań posłużą w procesie opracowywania ćwiczeń terapeutycznych mających na celu zmniejszenie obciążeń występujących w układzie szkieletowo-mięśniowym poprzez wyuczenie u osób ćwiczących prawidłowego ustawiania miednicy oraz aktywacji poszczególnych mięśni.

LITERATURA

- [1] Koszela, K., Krukowska, S., and Woldańska-Okońska, M., 2017, "Back Pain as a Lifestyle Disease," *Pediatr. i Med. Rodz.*, 13(3), pp. 344–351.
- [2] Lee, G. S. C., 2005, "Effect of Low Back Pain on the Kinematics and Joint Coordination of the Lumbar Spine and Hip During Sit-to-Stand and Stand-to-Sit," *Spine (Phila. Pa. 1976)*, 30(17), pp. 1998–2004.
- [3] McGregor, A. H., and Hukins, D. W. L., 2009, "Lower Limb Involvement in Spinal Function and Low Back Pain," *J. Back Musculoskelet. Rehabil.*, 22(4), pp. 219–222.
- [4] Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S. T., Surma, E., and de Zee, M., 2006, "Analysis of Musculoskeletal Systems in the AnyBody Modeling System," *Simul. Model. Pract. Theory*, 14(8), pp. 1100–1111.
- [5] Levine, D., and Whittle, M. W., 1996, "The Effects of Pelvic Movement on Lumbar Lordosis in the Standing Position," *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 24(3), pp. 130–135.

- [6] Hayden, A. M., Hayes, A. M., Brechbuhler, J. L., Israel, H., and Place, H. M., 2018, "The Effect of Pelvic Motion on Spinopelvic Parameters," *Spine J.*, 18(1), pp. 173–178.

„Wykorzystanie obrazowania systemem 4DBODY do monitorowania postępów rehabilitacji pacjentów z MPD”

Autorzy: Krzysztof Krasowicz, Jakub Michoński, Paweł Liberadzki, Robert Sitnik

Politechnika Warszawska, Wydział Mechatroniki, Zakład Techniki Rzeczywistości Wirtualnej

WSTĘP

System skanowania 4DBODY (x, y, z, t), to innowacyjna metoda pomiarowa odwzorowująca rzeczywistą, chwilową geometrię powierzchni ciała człowieka z częstotliwością do 120 Hz w postaci sekwencji chmur punktów.

Duża dokładność systemu pozwala na śledzenie nawet niewielkich zmian we wzorcu ruchowym człowieka.

Potencjał proponowanego rozwiązania wydaje się być szczególnie interesujący w kontekście pacjentów z Mózgowym Porażeniem Dziecięcym (MPD).

CEL BADAŃ

Ocena przydatności systemu pomiarowego do monitorowania postępów terapii pacjentów z MPD

MATERIAŁ I METODA

W badaniach wstępnych udział wzięło 8 pacjentów z MPD, którzy byli objęci programem rehabilitacji.

Próba pomiarowa polegała na trzykrotnej rejestracji, w równych odstępach czasu, ruchu zgięcia biodra w stanie na jednej nodze.

System 4DBODY generował chmury punktów (400 000 punktów) ze średnią odległością od punktu do punktu w chmurze wynoszącą około 1,5 mm.

W trakcie badania rejestrowano zmianę położenia tułowia w przestrzeni.

Z całej sekwencji ruchu wyznaczono trzy ramki:

- pozycję wyjściową
- pozycję środkową
- pozycję końcową

We wszystkich trzech ramkach wyznaczano, w sposób półautomatyczny, punktu stanowiące obrys tułowia w płaszczyźnie czołowej na 100 równych przekrojach.

Następnie na każdym poziomie wydzielono linię środkową stanowiącą średnią arytmetyczną pomiędzy granicznymi punktami lewego i prawego obrysu.

Każdy przekrój zawierał, na danym poziomie dwa punkty po lewej i prawej stronie linii środkowej.

Analiza danych polegała na śledzeniu różnic pomiędzy przemieszczeniem punktów względem pozycji początkowej i środkowej oraz środkowej i końcowej.

Dodatkowo wszystkich badanych oceniono również za pomocą skali GMFM88.

WYNIKI

W grupie pacjentów biorących udział w badaniu, u 5 zarejestrowano poprawę w poszczególnych sesjach pomiarowych poprzez zmniejszenie amplitudy ruchów bocznych tułowia. U 2 system zarejestrował poprawę w dwóch sesjach. Natomiast u 1 zauważono zwiększenie ruchów tułowia we wszystkich pomiarach.

Uzyskane wyniki porównywano z wynikami oceny za pomocą klasyfikacją GMFM 88. Badanie to wykazało poprawę funkcji u wszystkich pacjentów.

Jednak w obszarze odwzorowującym ruch, oceniany również za pomocą systemu 4DBODY, poprawa nastąpiła tylko u 3, a u 4 kolejnych nie zarejestrowano zmiany. U 1 odnotowano pogorszenie wyników.

DYSKUSJA

Opisywane badanie pozwoliło na ocenę przydatności systemu 4DBODY pod kątem wspomagania diagnostyki medycznej oraz procesu monitorowania rehabilitacji.

Jest to aspekt szczególnie istotny u pacjentów z MPD, u których częstym problemem jest słaba stabilizacja centralna.

W związku z tym terapia, u wszystkich badanych, ukierunkowana była na poprawę stabilizacji tułowia, zapewnienie jego liniowości i symetrii.

Porównanie pomiarów systemem 4DBODY, z badaniem przeprowadzonym przez Fizjoterapeutów za pomocą skali oceny GMFM 88, pokazało zbieżność wyników w obszarach dotyczących tych samych wzorców ruchowych.

Zauważono również jak duży wpływ na funkcję kończyn dolnych, u pacjentów z MPD, ma odpowiednia stabilizacja centralna.

Badany ruch - zgięcie w stawie biodrowym - wpływał bezpośrednio na zakres migracji punktów oznaczonych na tułowi. Ta część ruchu, która wykonywana była wbrew sile grawitacji, wywoływał większą amplitudę ruchów bocznych tułowia stanowiąc tym samym element kompensacyjny. Na jakość wykonywane ruchu bez wątpienia miała wpływ dyspozycja badanych w momencie pomiaru i pora dnia w której takie badanie przeprowadzano.

Wnioski

Monitorowanie postępów rehabilitacji pacjentów z MPD jest istotnym elementem w kompleksowym procesie leczenia. Obiektywna ocena efektów prowadzonej rehabilitacji pozwala na skuteczne i optymalne dobieranie środków terapeutycznych implementowanych tej grupie pacjentów. System 4DBODY stanowić może, bardzo przydatne narzędzie stanowiąc uzupełnienie diagnostyki klinicznej u pacjentów z dysfunkcjami aparatu ruchu.

Ocena wpływu treningu w wirtualnej rzeczywistości na równowagę w warunkach statycznych u pacjentów po endoprotezoplastyce stawu kolanowego – doniesienie wstępne

Anna Hadamus¹, Dariusz Białoszewski¹, Aleksandra J. Kowalska², Edyta Urbaniak²,
Kamil Wydra², Rafał Boratyński², Agnieszka Kobza², Wojciech Marczyński²

¹ Zakład Rehabilitacji Wydziału Medycznego, Warszawski Uniwersytet Medyczny

² Klinika Ortopedii CMKP, Samodzielny Publiczny Szpital Kliniczny im. Prof. Adama Grucy w Otwocku

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

WSTĘP

Ćwiczenia w warunkach wirtualnej rzeczywistości (VR) są w ostatnich latach popularną formą rehabilitacji zaburzeń równowagi czy koordynacji, wykorzystywaną nie tylko u dzieci, ale również u osób dorosłych, a w szczególności osób w wieku podeszłym. Doniesienia literaturowe wskazują na dużą skuteczność takich ćwiczeń, większe zaangażowanie pacjenta oraz lepsze efekty leczenia niż standardowej rehabilitacji [1]. Poprzednie prace autorów wskazują na jej skuteczność u pacjentów rehabilitowanych w krótkim okresie po endoprotezoplastyce stawu biodrowego w poprawie parametrów chodu oraz niektórych parametrów równowagi [2,3].

Celem pracy była ocena wpływu dodatkowych ćwiczeń w VR na reedukację równowagi ocenianej w warunkach statycznych u pacjentów w krótkim okresie po endoprotezoplastyce stawu kolanowego.

MATERIAŁ I METODA

Do badań zakwalifikowano pacjentów w okresie 7-14 dni od operacji endoprotezoplastyki stawu kolanowego. Zbadano 39 osób (27 kobiet, 12 mężczyzn) w grupie badanej i 21 osób (14 kobiet, 7 mężczyzn) w grupie kontrolnej. Ze względu na znaczne różnice w liczbie grup zastosowano dobór kierunkowy pod względem płci, wieku oraz BMI. W rezultacie z grupy badanej wyodrębniono 21 osób (14 kobiet i 7 mężczyzn), których wyniki analizowano.

W grupie kontrolnej zastosowano standardowy protokół 4-tygodniowej rehabilitacji pooperacyjnej w warunkach stacjonarnych, obejmujący ćwiczenia indywidualne, zabiegi fizykoterapeutyczne, masaż i elementy terapii manualnej. W grupie badanej dodatkowo zastosowano 12 30-minutowych sesji ćwiczeń na prototypowym systemie Virtual Balance Clinic (VBC). Badania przeprowadzono przed rozpoczęciem i po zakończeniu cyklu rehabilitacji. Oceniano parametry równowagi na platformie AMTi AccuSway w warunkach stania swobodnego z oczami otwartymi i zamkniętymi.

Analizę statystyczną przeprowadzono w programie Statistica 13.1 PL na licencji WUM. Normalność rozkładów sprawdzono testem W Shapiro-Wilka i na podstawie jego wyników zdecydowano o stosowaniu w dalszych analizach testów nieparametrycznych – testu U Manna-Whitneya do porównań międzygrupowych i testu kolejności par Wilcoxona do porównań zmiennych powiązanych. Wyniki uznawano za istotne dla $p < 0,05$.

WYNIKI

Badane grupy nie różniły się między sobą w badaniu początkowym w zakresie wszystkich ocenianych parametrów z wyjątkiem szerokości elipsy ufności 95% w badaniu z oczami zamkniętymi, która była mniejsza w grupie badanej ($p=0,036$). Po 4-tygodniowym cyklu rehabilitacji uzyskano w grupie badanej w teście stania swobodnego z oczami otwartymi istotne zmniejszenie parametrów: zakresu przemieszczeń w płaszczyźnie strzałkowej, powierzchni pola rzeczywistego i długości elipsy ($p<0,05$). W teście stania swobodnego z oczami zamkniętymi odnotowano zmniejszenie wartości następujących parametrów: zakresu przemieszczeń w płaszczyźnie strzałkowej, powierzchni pola rzeczywistego, długości elipsy i nachylenia elipsy względem osi strzałkowej ($p<0,05$). W grupie kontrolnej nie stwierdzono zmian istotnych statystycznie w żadnym z badanych parametrów. W porównaniu międzygrupowym po zakończonej rehabilitacji stwierdzono jednak istotne różnice na korzyść grupy badanej wyłącznie w zakresie powierzchni pola rzeczywistego i nachylenia elipsy względem osi strzałkowej w badaniu z oczami zamkniętymi ($p<0,05$).

DYSKUSJA

Trening równowagi i ćwiczenia proprioceptywne są niezbędnym i uznanym narzędziem terapeutycznym wykorzystywanym u pacjentów po endoprotezoplastyce stawu kolanowego [4,5]. Dotychczasowe badania nie stwierdziły jednak skuteczności ćwiczeń w wirtualnej rzeczywistości w tej grupie pacjentów [6,7]. Stwierdzona w niniejszym badaniu poprawa wydaje się być ważna z punktu widzenia klinicznego, daje bowiem podstawy do wnioskowania, że ćwiczenia w VR mogą być istotnym i wartościowym elementem terapii. Uzyskane wyniki są lepsze niż opisane przez autorów wyniki pacjentów po endoprotezoplastyce stawu biodrowego, u których nie stwierdzono znamiennych różnic w badaniu stania swobodnego [3]. Z drugiej strony brak istotnej różnicy między grupą badaną a kontrolną w ocenie po cyklu rehabilitacji nie upoważnia do wyciągania daleko idących wniosków praktycznych.

Ograniczeniami niniejszego badania są: mała liczebność badanych grup oraz brak analizy parametrów uzyskanych w funkcjonalnych testach równowagi oraz w analizie chodu.

LITERATURA

1. Juras G, Brachman A, Michalska J, Kamieniarz A, Pawłowski M, Hadamus A, Białoszewski D, Błaszczuk J, Słomka KJ. Standards of Virtual Reality Application in Balance Training Programs in Clinical Practice: A Systematic Review. *Games Health J.* 2019;8(2):101-11.
2. Hadamus A, Białoszewski D, Wydra K, Kowalska AJ, Urbaniak E, Boratyński R, Kobza A, Selegat M, Marczyński W. Balance training in virtual reality improves temporal gait parameters in patients after total hip replacement. *Gait Posture.* 2019; 73:99.
3. Hadamus A, Białoszewski D, Kowalska AJ, Urbaniak E, Wydra K, Boratyński R, Kobza A, Selegat M, Marczyński W. There is little impact of balance training in Virtual Reality on selected balance parameters in patients after hip arthroplasty. *Gait Posture.* 2019;73:588.
4. Doma K, Grant A, Morris J. The Effects of Balance Training on Balance Performance and Functional Outcome Measures Following Total Knee Arthroplasty: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med.* 2018;48(10):2367-85.
5. Domínguez-Navarro F, Igual-Camacho C, Silvestre-Muñoz A, Roig-Casasús S, Blasco JM. Effects of balance and proprioceptive training on total hip and knee replacement rehabilitation: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture.* 2018;62:68-74.

6. Guma M, Rehan Youssef A. Is Virtual Reality Effective in Orthopedic Rehabilitation? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Phys Ther.* 2019;99(10):1304-25.
7. Chughtai M, Kelly JJ, Newman JM, Sultan AA, Khlopas A, Sodhi N, Bhav A, Kolczun MC, Mont MA. The Role of Virtual Rehabilitation in Total and Unicompartmental Knee Arthroplasty. *J Knee Surg.* 2019;32(1):105-10.

Ocena parametrów kinematycznych i kinetycznych chodu w ortezie typu Walker - przegląd literatury

Karol Lann Vel Lace, Michalina Błażkiewicz

Wydział Rehabilitacji, Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie

WSTĘP

Ortezy typu Walker stosuje się u osób, które doznały urazu w obrębie stopy i stawu skokowego lub zostały poddane operacji w tym obszarze. Główną funkcją tego typu ortez jest unieruchomienie, ochrona i odciążenie tkanek oraz umożliwienie chodu po przez zmniejszenie dolegliwości bólowych. Oprócz wielu zalet orteza typu Walker ma też pewne wady. Jej noszenie powoduje funkcjonalne zaburzenie długości kończyn. Takie ustawienie wpływa na zwiększenie obciążania po stronie krótszej kończyny, co może prowadzić do zapalenia rozciągniętego podszewowego stopy, zmian zwyrodnieniowych w stawach kolanowych, stawach biodrowych i kręgosłupie lędźwiowym. Celem tej pracy był przegląd prac dotyczących zmian parametrów kinematycznych i kinetycznych w chodzie pod wpływem noszenia ortozy typu Walker.

MATERIAŁ I METODA

Przegląd literatury w bazach PubMed i EBSCO obejmował lata 1999 – 2019 i był ograniczony do analizy chodu w ortezie typu Walker. Do badań włączono: 1) artykuły pełno tekstowe w języku angielskim lub polskim, 2) oceniające kinetyczne lub kinematyczne parametry chodu, 3) analizujące chód w ortezie typu wysoki lub niski Walker.

WYNIKI

W bazach odnaleziono 155 artykułów. Parametry kinematyczne opisywane były w 8 artykułach, kinetyczne w 6 a tylko w dwóch pracach analizowano aktywność wybranych mięśni. Analizując parametry kinematyczne otrzymujemy, że podczas noszenia ortozy prędkość chodu maleje nawet o 13%, długość kroku kończyny bez ortozy spada o 4% a kończyny w ortezie o 7%. W przypadku szerokości kroków odnotowuje się ich wzrost o 15% a czas trwania cyklu chodu wzrasta o 9% [2]. Największe zmiany zakresów ruchów zauważa się w stawach biodrowym i kolanowym w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej kończyny w ortezie. Najczęściej badanymi parametrami kinetycznymi były momenty sił w stawach oraz siły reakcji podłoża. Składowa pionowa sił reakcji podłoża dla kończyny, na której noszona jest orteza w zależności od badań pozostaje bez zmian lub ulega niewielkiemu zmniejszeniu (2-3%). Największe zmiany momentów sił mięśniowych obejmują staw skokowy i kolanowy kończyny w ortezie w porównaniu do kończyny bez ortozy. W przypadku porównaniu chodu w ortezie do chodu bez ortozy odnotowuje się zmiany w stawach kolanowych i biodrowych we wszystkich płaszczyznach za wyłączeniem płaszczyzny czołowej w kończynie bez ortozy [5]. Wykazano, że mięśnie strzałkowe i mięsień płaszczkowaty charakteryzują się zmniejszoną aktywnością podczas chodu w ortezie oraz, że wraz ze wzrostem liczby podpiętek w ortezie spada aktywność mięśnia płaszczkowatego i brzuchatego [4].

DYSKUSJA

Według [2] orteza wykazuje takie same właściwości odciążające jak opatrunek gipsowy biorąc pod uwagę całą stopę, ale lepsze w obrębie przodostopia. Odmienne wyniki wcześniej przedstawili [1], którzy wykazali, że opatrunek gipsowy w większym stopniu zapewnia odciążenie w obszarze tyłostopia. Analizując literaturę w zakresie wpływu ortozy na parametry kinematyczne i kinetyczne kończyn dolnych w dziedzinie cyklu chodu, można zauważyć, że

nie ma artykułów, w których analizowano by udziały sił mięśniowych i ich ewentualne funkcje kompensacyjne. Dlatego też wydaje się konieczne uzupełnieni wiedzy w tym obszarze.

LITERATURA

1. Armstrong, D. G., & Stacpoole-Shea, S. (1999). *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 89(1), 50–53.
2. Gulgin, H. et al. (2018). *Gait and Posture*, 59, 76–82.
3. Gutekunst, D. J. et al. (2011). *Clinical Biomechanics*, 26(6), 649–654.
4. Kadel, N. J. et al. (2004). *Foot and Ankle International*, 25(6), 406–409.
5. Richards, J. et al. (2016). *Prosthetics and Orthotics International*, 40(1), 137–141.

Czy pacjenci z zaburzeniami równowagi mają nieprawidłowy stereotyp chodu?

M.Syczewska, E.Szczerbik, M.Kalinowska, A.Święcicka, G.Graff, M.Łukowicz
Klinika Rehabilitacji, Instytut „Pomnik – Centrum Zdrowia Dziecka”

WSTĘP

Utrzymanie prawidłowej postawy ciała i efektywna lokomocja to dwie najważniejsze funkcje, od których właściwej realizacji zależy codzienne życie. Problemy związane z jedną z nich w istotny sposób mogą rzutować na jakość tej drugiej. W wielu doniesieniach ich autorzy wskazują na wzajemne powiązanie poczucia równowagi i stereotypu chodu [1, 2, 3]. Uznanie, że taki wzajemny związek istnieje doprowadził do powstania metody neurorehabilitacji, w której celem treningu lokomocyjnego jest poprawa równowagi [4]. Pojawiają się jednak doniesienia, które sugerują, że nie ma prostego związku pomiędzy tymi funkcjami [5, 6, 7]. Celem niniejszej pracy była ocena czy istnieje związek pomiędzy wynikami testów równowagi a koordynacją podczas chodu u pacjentów z problemami neurologicznymi.

MATERIAŁ I METODA

W badaniach wzięło udział 76 pacjentów z problemami neurologicznymi, u których jednym z objawów były zaburzenia równowagi. Wszyscy pacjenci przeszli badanie ilościowej, obiektywnej analizy chodu (system VICON MX) oraz serię testów równowagi na platformie Biodex Balance System SD (stanie na nieruchomej platformie, stanie na niestabilnym podłożu, test limity stabilności, testy integracji sensorycznej, etc.). Analiza statystyczna została przeprowadzona w programie STATISTICA.

Analizowano związki wyników testów z Biodexa globalne oraz w płaszczyznach czołowej i strzałkowej z wynikami koordynacji ruchu stawów kończyn dolnych podczas chodu wyrażonych przez obwody cyklogramów [8]. Zastosowano metodę regresji wielorakiej.

WYNIKI

Tylko w przypadku jednego testu równowagi stwierdzono słabą istotną statystycznie zależność pomiędzy jego wynikami a koordynacją stawów podczas chodu: w teście stania na nieruchomej platformie z oczami otwartymi i dotyczyło to koordynacji staw biodrowy miednica w pł. czołowej $R=0,33$. We wszystkich pozostałych testach równowagi, zarówno przy oczach otwartych jak i zamkniętych takich zależności nie stwierdzono.

DYSKUSJA

Uzyskane wyniki pokazują, że w grupie pacjentów z problemami neurologicznymi, mimo stwierdzenia zarówno zaburzeń stereotypu chodu, jak i problemów równowagi, nie ma prostego powiązania pomiędzy wynikami testów równowagi i chodem. Jedynie w teście stania na nieruchomym podłożu z oczami otwartymi stwierdzono słabą zależność z miarą koordynacji pomiędzy ruchem stawu biodrowego a ruchem miednicy w pł. czołowej. We wcześniejszej pracy, na mniejszej liczbie pacjentów [8] stwierdzono słabe zależności pomiędzy ustawieniem stopy podczas chodu a wynikiem testu stania na ruchomej platformie o zmiennej ruchomości i Gait Variation Score dla stawu kolanowego a długością ścieżki podczas stania swobodnego z oczami zamkniętymi. Te wyniki sugerują, że mechanizmy potrzebne do utrzymania równowagi w różnych warunkach a mechanizmy odpowiadające za prawidłowy stereotyp chodu nie są ze sobą powiązane w prosty sposób i poprawa w jednym obszarze nie musi oznaczać poprawy w drugim obszarze.

Praca powstała w ramach projektu STRATEGMED3/306011/1/NCBR/2017

LITERATURA

1. Guffey K, Regier M, Mancinelli C, Pergami P. Gait parameters associated with balance in healthy 2- to 4- years old children. *Gait & Posture* 2016; 43: 165 - 169
2. De Souza Melo R. Gait performance of children and adolescents with sensorineural hearing loss. *Gait & Posture* 2017; 5: 109 – 114
3. Maes L, de Kegel A, van Waelvelde H, Dhooge I. Association between vestibular function and motor performance in hearing-impaired children. *Otol Neurotol* 2014; 35: 343 – 347
4. Crowther RG, Pohlmann JM. Gait retraining for balance impairment. W: B.Mueller, S.Wolf (wyd.) *Handbook of Human Motion*, Crown 2018: 977 - 985
5. Domagalska-Szopa M, Szopa A, Czamara A. Dependence of gait deviation on weight-bearing asymmetry and postural instability in children with unilateral cerebral palsy. *PLoS ONE* 2016; 11(10): e0165583
6. Lee K, Lee M, Song C. Balance training improves postural balance, gait and functional strength in adolescents with intellectual disabilities: Single blinded randomized clinical trial. *Disability Hlth J* 2016; 9: 416 – 422
7. Syczewska M, Szczerbik E, Kalinowska M, Święcicka A, Graff K, Graff G, Pawlak P, Rostek T, Łukowicz M. Results of balance tests and gait parameters are not dependent on each other in patients with balance problems. *Gait & Posture* 2019; 73: 93-94
8. Chiu S-L. Assessing inter-joint coordination during walking. Ph Dissertation, Dept Human Physiol, Univ Oregon, 2012