

Autoreferat w języku polskim

1. Imię i Nazwisko.

Michalina Błażkiewicz

2. Posiadane dyplomy, stopnie naukowe/ artystyczne – z podaniem nazwy, miejsca i roku ich uzyskania oraz tytułu rozprawy doktorskiej.

- 06.1998 – ukończenie Liceum Ogólnokształcącego im. Juliusza Słowackiego w Kielcach o profilu matematyczno – fizycznym.
- 06.2004 – ukończenie studiów na Uniwersytecie Warszawskim, na Wydziale Matematyki, Mechaniki i Informatyki, na kierunku: „Matematyka” w trybie dziennym, uzyskanie tytułu magistra.
- 06.2006 – ukończenie studiów na Akademii Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, na kierunku: „Wychowanie Fizyczne” w trybie dziennym, uzyskanie tytułu magistra.
- 06.2006 – ukończenie Podyplomowych Studiów Bankowości i Finansów na Wydziale Ekonomiczno – Rolniczym SGGW w Warszawie.
- 07.2011 – uzyskanie stopnia doktora nauk o kulturze fizycznej na Akademii Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, na podstawie rozprawy: *Momenty sił mięśniowych w stawach kończyny dolnej w chodzie swobodnym u osób zdrowych i z niedowładem kończyny dolnej*. Promotor: prof. dr hab. Andrzej Wit.

3. Informacje o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych/ artystycznych.

- 2011 – do chwili obecnej – adiunkt w Zakładzie Biomechaniki Wydziału Rehabilitacji Akademii Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie.
- 2008 – 2011 – asystent w Zakładzie Biomechaniki Wydziału Rehabilitacji Akademii Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie.
- 2008 – 2009 – nauczyciel języka włoskiego i matematyki w LXV Liceum Ogólnokształcącym im. Gen. Józefa Bema.
- 2010 – do chwili obecnej – instruktor rekreacji ruchowej i fitness w klubie sportowym Zdrofit w Warszawie.

4. Wskazanie osiągnięcia wynikającego z art. 16 ust. 2 ustawy z dnia 14 marca 2003 r. o stopniach naukowych i tytule naukowym oraz o stopniach i tytule w zakresie sztuki (Dz. U. 2016 r. poz. 882 ze zm. w Dz. U. z 2016 r. poz. 1311.).

A) Tytuł osiągnięcia naukowego/artystycznego:

Osiągnięcie naukowe przedstawione jest, jako jedno – tematyczny cykl ośmiu prac naukowych (6 oryginalnych i 2 pokonferencyjnych) opublikowanych po uzyskaniu stopnia doktora nauk o kulturze fizycznej, objętych wspólnym tytułem:

Zastosowanie modelowania matematycznego w diagnostyce i rozwiązywaniu wybranych problemów rehabilitacji*

We wszystkich pracach jestem pierwszym autorem oraz autorem korespondencyjnym. W każdym manuskrypcie miałam decydujący wkład, na każdym etapie jego powstawania, oszacowany na poziomie ponad 70 procent. To jest podczas formułowania koncepcji, prowadzenia badań, analizy wyników i dyskusji, oraz przygotowania materiału do publikacji w czasopismach naukowych.

B) Autor/autorzy, tytuł/tytuły publikacji, rok wydania, nazwa wydawnictwa, recenzenci wydawniczy:

1. Błażkiewicz M., Wiszomirska I., Wit A., (2014). Comparison of four methods of calculating the symmetry of spatial-temporal parameters of gait. Acta of Bioengineering and Biomechanics 16(1), 29–35, (IF = 0.894, MNiSW = 15).
2. Błażkiewicz M., Wiszomirska I., Wit A., (2014). A new method of determination of phases and symmetry in stand – to – sit – to – stand movement. International Journal of Occupational Medicine and Environmental Health 27(4), 660–671, (IF = 0.695, MNiSW = 20).
3. Błażkiewicz M., Wit A., (2012). Comparison of sensitivity coefficients for joint angle trajectory between normal and pathological gait. Acta of Bioengineering and Biomechanics 14(1), 83–91, (IF = 0.333, MNiSW = 15).
4. Błażkiewicz M., (2013). Muscle force distribution during forward and backward locomotion. Acta of Bioengineering and Biomechanics 15(3), 3–9, (IF = 0.979, MNiSW = 15).

* Praca realizowana częściowo w ramach grantu NCN (2011/01/D/N27/05296).

5. Błażkiewicz M., Wit A., (2013). Sequence of maximum ankle muscle force contribution during gait. Book of Abstract: XXIV Congress of the International Society of Biomechanics, XV Brazilian Congress of Biomechanics, ISB 2013, Natal, Brazylia.
6. Błażkiewicz M., Sundar L., Healy A., Ramachandran A., Chockalingam N., Naemi R., (2015). Assessment of lower leg muscle force distribution during isometric ankle dorsi and plantar flexion in patients with diabetes: a preliminary study. *Journal of Diabetes and its Complications* 29(2), 282–287, (IF = 2.955, MNiSW = 25).
7. Błażkiewicz M., Wiszomirska I., Kaczmarczyk K., Brzuszkiewicz–Kuźmicka G., Wit A., (2017). Mechanisms of compensation in the gait of patients with drop foot. *Clinical Biomechanics* 42(3), 14–19, (IF = 1.636, MNiSW = 30).
8. Błażkiewicz M., Wiszomirska I., Kaczmarczyk K., Brzuszkiewicz–Kuźmicka G., Wit A., (2016). Evaluation of muscle force during gait persons with drop foot. Book of Abstract: International Conference of the Polish Society of Biomechanics „Biomechanics 2016”. (red. Czaplicki A., Wychowański M., Wit A.), Biała Podlaska, Polska.

Bibliometryczne podsumowanie jedno – tematycznego cyklu ośmiu prac naukowych:

IF = 7.492, MNSiW = 120.

C) Omówienie celu naukowego/artystycznego ww. pracy/prac i osiągniętych wyników wraz z omówieniem ich ewentualnego wykorzystania.

WPROWADZENIE

Współczesna biomechanika jest syntezą nauk ścisłych i biologicznych o szerokim spektrum analizy zagadnień dotyczących ruchu organizmów żywych. W ostatnich latach, szczególna uwaga biomechaników skupia się na metodzie modelowania matematycznego zarówno w zagadnieniach budowy jak i funkcji wybranych elementów narządu ruchu człowieka. Pojęcie modelowania jako metody badawczej, zaczęło rozwijać się wraz z rozwojem cybernetyki, teorii sterowania, matematyki oraz informatyki (Kenedi, 1972; Paul, 1965). Pod określeniem „model” rozumie się dwuskładnikową strukturę – pierwszy składnik to tzw. model heurystyczny stanowiący teoretyczny opis danego obiektu lub zjawiska, natomiast drugi składnik to struktura matematyczna, opisująca formalnie badany obiekt (Foryś, 2011). Zatem można podsumować, że modelowanie polega na przejściu od obiektu rzeczywistego, poprzez model fizyczny, do opisu matematycznego.

Powszechnie uważa się, że modelowanie należące do grupy metod deterministycznych stopniowo wypiera popularne metody obliczeniowe oparte głównie na rachunku prawdopodobieństwa i statystyce. Szczególne miejsce w modelowaniu zajmuje analiza aparatu mięśniowo – szkieletowego w lokomocji człowieka, a w ostatnich latach również w sporcie. Modelowanie matematyczne i symulacje komputerowe są jedynym sposobem na wyznaczenie wartości sił generowanych przez poszczególne jednostki mięśniowe. Do tej pory u człowieka nie można bezpośrednio wykonać takich pomiarów, jak również nie można rozpoznać zasady rekrutacji mięśni synergistycznych i antagonistycznych podczas chodu (Erdemir, McLean, Herzog, & van den Bogert, 2007; Yamaguchi, 2001). W obydwu przypadkach jedyną możliwość eksperymentalnej weryfikacji stanowi rejestracja sygnału EMG, który dostarcza informacji jedynie o pobudzeniu danego mięśnia i o momencie jego uaktywnienia. Poprawna merytorycznie i zweryfikowana eksperymentalnie komputerowa symulacja udziału pojedynczych mięśni w ogólnej sile reakcji w poszczególnych stawach kończyny dolnej może stanowić znaczącą pomoc w strategii leczenia operacyjnego. Wyniki udziału poszczególnych mięśni w chodzie swobodnym, ze szczególnym uwzględnieniem poziomu siły mięśni częściowo lub całkowicie porażonych mogą być także rutynowo wykorzystywane przy doborze metod rehabilitacji i monitorowania procesu usprawniania pacjentów.

Problemy, które Kandydatka podejmowała w jedno – tematycznym cyklu składającym się na autoreferat, można podzielić na dwie grupy. Pierwszą stanowią publikacje, w których zostały zastosowane podstawowe i zaawansowane techniki analizy statystycznej opartej głównie na analizie wskaźnikowej i funkcjonalnej. Prace należące do tej grupy dotyczą rozwiązywania problemów związanych ze znajdowaniem metod diagnozujących symetrię w chodzie¹, tworzeniem norm liczbowych, wyznaczaniem faz ruchu², a także metody porównywania krzywych ciągłych³.

¹ Błażkiewicz M., et al. (2014). *Comparison of four methods of calculating the symmetry of spatial-temporal parameters of gait*. Acta of Bioengineering and Biomechanics 16(1), 29-35.

² Błażkiewicz M., et al. (2014). *A new method of determination of phases and symmetry in stand-to-sit-to-stand movement*. International Journal of Occupational Medicine and Environmental Health 27(4), 660-671.

³ Błażkiewicz M., et al. (2012). *Comparison of sensitivity coefficients for joint angle trajectory between normal and pathological gait*. Acta of Bioengineering and Biomechanics 14(1), 83-91.

Natomiast drugą grupę stanowi pięć prac cyklu, w których zastosowano modelowanie typu „multibody”. Manuskrypty te dotyczyły oszacowania wartości udziału sił mięśniowych w chodzie swobodnym osób zdrowych^{4,5}, z cukrzycą⁶ i osób z opadającą stopą^{7,8}.

MODELE STATYSTYCZNE (ANALIZA WSKAŹNIKOWA)

Kandydatka swobodnie posługuje się modelowaniem statystycznym, opartym na rachunku probabilistycznym i modelowaniu deterministycznym. Z uwagi na fakt, że w naukach medycznych najpopularniejszą metodą analizy wyników jest analiza statystyczna, Kandydatka w początkowym okresie zainteresowała się statystyczną oceną symetrii chodu swobodnego. Chód jest jedną z najczęstszych czynności ruchowych, która podlega ocenie klinicznej (Dodd & Morris, 2003). Brak symetrii może być wskaźnikiem patologii (Kim & Eng, 2003). Dlatego też, ocena symetrii chodu może być wykorzystana w diagnostyce, jak i do monitorowania postępów wyników leczenia bądź rehabilitacji (Miki et al., 2004). Wybór parametrów oraz metod, które najlepiej odzwierciedlają symetrię chodu oraz stopień akceptowanej w normie asymetrii pozostają przedmiotem dyskusji. Dlatego też, Kandydatka w pracy¹ próbowała odpowiedzieć na pytania: (1) czy istnieje związek między wynikami oceniającymi symetrię chodu czterema różnymi metodami oraz (2) czy możliwe jest znalezienie wskaźnika o największej wrażliwości diagnostycznej. Badania przeprowadzono na grupie 58 zdrowych osób w wieku około 20 lat. Pomiary parametrów czasowo – przestrzennych były dokonane przy użyciu platformy Zebris (Isny, Niemcy). Przy pomocy podstawowych metod statystycznych bazujących na obliczeniu średnich, mediany, kwartyli, współczynników korelacji rangowej Spearmana oraz regresji udało się wskazać dwa parametry: indeks symetrii (SI) oraz współczynnik proporcjonalności (RI), jako te najbardziej wrażliwe dla oceny symetrii chodu badanych parametrów. Uzupełnieniem niniejszego kierunku badań są wyniki innych analiz zamieszczonych w jednym z rozdziałów monografii

⁴ Błażkiewicz M. (2013). *Muscle force distribution during forward and backward locomotion*. Acta of Bioengineering and Biomechanics 15(3), 3-9.

⁵ Błażkiewicz M., et al. (2013). *Sequence of maximum ankle muscle force contribution during gait*. Book of Abstract: XXIV Congress of the International Society of Biomechanics, ISB 2013, Natal, Brazylia.

⁶ Błażkiewicz M., et al. (2015). *Assessment of lower leg muscle force distribution during isometric ankle dorsi and plantar flexion in patients with diabetes: a preliminary study*. J Diabetes Complications 29(2), 282-287.

⁷ Błażkiewicz M., et al. (2017). *Mechanisms of compensation in the gait of patients with drop foot*. Clinical Biomechanics 42(3), 14-19.

⁸ Błażkiewicz M., et al. (2016). *Evaluation of muscle force during gait persons with drop foot*. Book of Abstract: International Conference of the Polish Society of Biomechanics „Biomechanics 2016”. (red. Czaplicki A., Wychowański M., Wit A.), Biała Podlaska, Polska.

(Błażkiewicz, 2012), w którym dodatkowo zostały przedstawione własne wartości normatywne wskaźnika symetrii (SI) dla znacznie większej liczby parametrów chodu swobodnego człowieka. Podane zostały również inne zaawansowane metody obliczania symetrii na przykład dla przebiegów ciągłych.

Bardziej zaawansowaną pod względem obliczeniowym, ale podobną pod względem tematycznym jest praca², w której celem było wyznaczenie faz w zadaniu *stanie – siadanie – wstawanie* na podstawie pochodnej parametru o najmniejszej wariancji wyliczonego na bazie zmodyfikowanego wskaźnika symetrii SI. Zostało wykazane, że tym parametrem jest kąt zgięcia i wyprostu w stawie biodrowym. Dla niego policzono pochodną – otrzymując przebieg prędkości kątowej. Odpowiednio minima i maksima lokalne stanowiły granice faz podczas ruchu *stanie – siadanie – wstawanie*. Dodatkowo zostało wykazane, że największe wartości asymetrii występują w wartościach sił reakcji podłoża nacisku stóp na podłoże w fazie siedzenia swobodnego, co było spowodowane nierównomiernym obciążaniem kończyn dolnych. Udowodniono również, że zadanie siadania jest zadaniem odwrotnym do wstawania pod względem symetrii analizowanych parametrów kinematycznych i kinetycznych dla osób zdrowych. Niniejsza praca może stanowić pomoc w diagnozowaniu, w której fazie wstawania czy też siadania jest obecna asymetria a za tym idzie, dobór odpowiednich ćwiczeń i programu rehabilitacji.

Ostatnią pracą w tematyce zastosowania metod statystycznych w rehabilitacji, ale również przejściową do modelowania typu „multibody” jest praca³, w której rozpatrywano problem porównywania krzywych ciągłych. Parametry kinematyczne i kinetyczne chodu wykazują dużą zmienność wewnątrz i między grupową w szczególności, gdy analiza dotyczy chodu patologicznego. Dlatego też, celem pracy było: (1) porównanie homogeniczności badanych grup, pod względem rozproszenia wokół krzywych normatywnych wyznaczonych dla każdego ze stawów kończyny dolnej oraz (2) porównanie wielkości różnic między krzywymi ciągłymi reprezentującymi przebiegi kątów w stawach kończyn dolnych w chodzie. Badania osób zdrowych, z opadającą stopą i objawem Trendelenburga – Duchennea przeprowadzone zostały na ścieżce pomiarowej w Centralnym Laboratorium Badawczym AWF Warszawa, gdzie znajdowała się platforma dynamometryczna Kistler (Winterthur, Switzerland) i system do analizy kinematograficznej APAS (California, USA). Dla zebranych danych pomiarowych został stworzony 4 – segmentowy model kończyny dolnej na podstawie którego wyliczono kąty w stawach w dziedzinie cyku chodu. Do rozwiązania problemu porównania przebiegów kątowych wykorzystano cztery metody: parametryzację, wskaźnik RMS, wskaźnik własny IAE oraz współczynniki korelacji. Otrzymane wyniki pozwoliły na wykazanie, że zarówno

wskaźnik RMS i IAE mają porównywalną moc diagnostyczną homogeniczności badanych grup, natomiast pozostałe metody stanowią tylko uzupełnienie. Dodatkowo udało się stworzyć normy dla wskaźnika RMS i IAE dotyczące podobieństwa krzywych.

MODELE TYPU „MULTIBODY”

Pierwszą publikacją wchodzącą w cykl prac postępowania habilitacyjnego, w której zastosowano modelowanie „multibody” i opisano udziały poszczególnych sił mięśniowych w chodzie jest artykuł⁴, którego celem było zaprezentowanie wyników zmierzających do udzielenia odpowiedzi na pytanie czy chód do tyłu (BW) jest odwrotnością chodu swobodnego do przodu (FW). Dane kinematyczne, kinetyczne oraz aktywności wybranych mięśni zostały zebrane w Centralnym Laboratorium Badawczym AWF Warszawa przy pomocy systemu Vicon (Oxford, UK), platform dynamometrycznych Kistler oraz systemu Noraxon EMG (Scottsdale, USA). Parametry te stanowiły wejście do programu OpenSim (Stanford, USA), w którym wykonano wszystkie niezbędne obliczenia. Do analizy i symulacji chodu wykorzystano 10 – segmentowy model ciała człowieka o 23 – stopniach swobody i 92 – mięśniach. Pierwszym etapem pracy z tego typu programem było skalowanie, polegające na jak najlepszym dopasowaniu uniwersalnego modelu do obiektu badań. Etap ten jest realizowany poprzez porównanie położenia rzeczywistych markerów z wirtualnymi znacznikami rozmieszczonymi na charakterystycznych punktach modelu. Bazując na eksperymentalnych danych pochodzących z próby statycznej dopasowana zostaje antropometria modelu, rozkład mas oraz parametry mechaniczne mięśni. Stosunek z jakim zachodzi skalowanie dla poszczególnych segmentów ciała podawany jest w sposób manualny lub jest wyliczany na podstawie odpowiednich pomiarów odległości pomiędzy znacznikami eksperymentalnymi oraz tymi umieszczonymi wcześniej na modelu. Kolejnym etapem jest rozwiązanie zadania odwrotnego kinematyki, którego celem jest znalezienie kątów, które najlepiej oddają ruch badanej osoby. Następne narzędzie – dynamiki odwrotnej wylicza siły reakcji i momenty w stawach na podstawie kinetyki, kinematyki oraz antropometrii modelu. W celu otrzymania dynamicznej spójności, dane są korygowane przy pomocy algorytmu RRA (Residual Reduction Algorithm). Algorytm CMC (Computed Muscle Control) został użyty w celu wyliczenia pobudzeń i sił mięśniowych, które prowadzą model do śledzenia wyliczonych wcześniej zależności kątowych. W celu porównania przebiegów kątowych, momentów sił mięśniowych, sił mięśniowych oraz sygnałów EMG wyliczonych i zmierzonych w cyklu chodu został użyty wskaźnik RMS opisany w pracy³.

Wyniki niniejszego doniesienia pokazują, że chód do tyłu nie jest kompletną odwrotnością chodu do przodu. Jak zmiany kąta w stawie biodrowym podczas BW wydają się być odwrócone w czasie, tak zakresy kątów w pozostałych stawach są mniejsze, mimo iż kształty krzywych są podobne. Korelacja między krzywymi momentów sił mięśniowych w poszczególnych stawach w dwóch kierunkach ruchu była niejednorodna. Wykazano, że mięśnie: *m. gluteus maximus*, *m. biceps femoris* i *m. tibialis anterior* mają takie same profile siły w chodzie w obu kierunkach. Natomiast, wielkość sygnału EMG większości mięśni w cyklu chodu jest na ogół większa w BW niż w FW. Takie wyniki można tłumaczyć inną reorganizacją synergii pracy mięśni lub różną kontrolą neuromotoryczną dla kończyn dolnych podczas BW.

Wydaje się, że interesującym uzupełnieniem powyższej analizy, a zarazem płynnym przejściem do następnych problemów związanych z udziałem sił mięśniowych jest jedna z prac⁵ opublikowanych w materiałach pokonferencyjnych. Celem tego doniesienia było ustalenie kolejności występowania maksymalnych pików sił poszczególnych mięśni w chodzie w obrębie stawu skokowo – goleniowego. Wytypowano 12 mięśni działających na staw skokowo – goleniowy. Wyniki wskazują, że u 10 zbadanych osób zdrowych najsilniejszym mięśniem zarówno w warunkach izometrycznych jak i w chodzie był mięsień *m. soleus*, następnie *m. gastrocnemius inner head* i jako trzeci *m. tibialis anterior* oraz *m. tibialis posterior*. Dalej kolejność była różna dla badanych osób. Dla fizjoterapeutów, ważny może być fakt, że maksymalne piki sił w warunkach dynamicznych nie mają takiej samej kolejności jak w warunkach izometrycznych, co powinno rzutować na odpowiedni dobór ćwiczeń na etapie usprawniania osób na przykład po niewielkich kontuzjach stawu skokowo – goleniowego.

Kolejną publikacją analizującą udziały sił mięśniowych, ale tym razem tylko w warunkach statycznych była praca⁶, określająca różnice w rozkładzie generowanej siły izometrycznej w obrębie stawu skokowo – goleniowego w grupie osób z cukrzycą typu II oraz osób zdrowych. Cukrzyca typu II to choroba metaboliczna, której głównym objawem jest podwyższony poziom glukozy we krwi. Nadmiar cukru we krwi ma liczne negatywne objawy i skutki. Należą do nich m.in. choroby układu sercowo – naczyniowego, długotrwałe zmęczenie fizyczne oraz ogólne pogorszenie stanu mięśni. Maksymalną siłę grupy mięśni stawu skokowo – goleniowego podczas zgięcia, wyprost, inwersji i ewersji, zgięcia i wyprost palucha oraz zgięcia i wyprost palców oceniono u 20 osób z cukrzycą i 20 osób zdrowych z wykorzystaniem ręcznego dynamometru Citec (CIT Technics, Haren, Netherlands). Dane te były importowane do programu OpenSim, w celu obliczenia siły

generowanej przez 12 indywidualnych jednostek mięśniowych (8 zginaczy i 4 prostowniki). Zanotowano istotny statystycznie spadek sił wszystkich grup mięśniowych dla osób z cukrzycą. Okazało się również, że w porównaniu z osobami zdrowymi chorzy na cukrzycę mieli znacznie zredukowaną siłę wszystkich 12 mięśni występujących w modelu. Najprawdopodobniej mięśnie, które generowały ekstremalnie mniejszą siłę w porównaniu z osobami zdrowymi były bardziej dotknięte cukrzycą oraz natężeniem polineuropatii obwodowej.

Praca poświęcona oszacowaniu funkcji kompensacyjnych uruchamianych w chodzie swobodnym u pacjentów z opadającą stopą⁷ jest ostatnią pracą oryginalną wchodzącą w skład cyklu. Kompensacja wyzwala naturalne możliwości zastępcze na drodze odtwarzania utraconych funkcji poprzez częściowo uszkodzony narząd lub całkowite przejęcie tej funkcji przez inny zdrowy narząd (Voigt & Sinkjaer, 2000). Dlatego też w omawianej pracy, celem określenia wielkości patologii w obrębie całej kończyny dolnej oraz poznania mechanizmów kompensacyjnych grupa osób z opadającą stopą (DF) została porównana z grupą osób zdrowych. W badaniach wzięło udział 15 osób z opadającą stopą i 15 osób zdrowych. Rejestracja parametrów kinematycznych i kinetycznych cyklu chodu odbyła się w Centralnym Laboratorium Badawczym AWF Warszawa przy użyciu systemu Vicon i platform Kistler. Udowodniono, że w grupie osób chorych zostały istotnie zmienione wartości parametrów czasowo – przestrzennych, kinematycznych oraz kinetycznych. W obrębie parametrów czasowo – przestrzennych kompensacja w grupie DF następuje poprzez zmniejszenie prędkości chodu, zmniejszenie długości kroku oraz wydłużenie fazy podwójnego podparcia. Zmiana parametrów czasowo – przestrzennych pociąga za sobą lub jest spowodowana zmianą zakresów kątów w stawach a obydwie te czynniki, jak wynika z zadania odwrotnego dynamiki wpływają na zmiany momentów sił mięśniowych w stawach kończyn dolnych. Przy użyciu metody czynników podobieństwa i różnicy (Milanowski, 2009) wykazano, że największe różnice między badanymi grupami istnieją dla krzywych kątowych, natomiast mniejsze różnice zaobserwowano dla przebiegów momentów sił mięśniowych. W podsumowaniu zostały wyodrębnione trzy grupy parametrów zależnie od przedziału wyznaczonego przez różnice procentowe między badanymi grupami, które odpowiadają za kompensację. Pierwszą grupę stanowiły dwa parametry kinematyczne: wartość kąta w stawie skokowo – goleniowym oraz wartość momentu w stawie kolanowym w fazie 0 – 20% cyklu chodu, dla których wartości różnic procentowych w grupie kontrolnej był wyższe o ponad 100% w porównaniu do grupy DF. Drugą grupę stanowiły dwa parametry kinetyczne: moment sił mięśniowych w stawie biodrowym i skokowo – goleniowym wpadające do

przedziału 100 – 49%. W obszarze 49 – 2% główne różnice obserwowane były dla parametrów czasowo – przestrzennych.

Uzupełnienie powyższej analizy stanowi jedna z prac⁸ opublikowana w materiałach pokonferencyjnych, której celem była analiza udziału sił mięśniowych w grupie 10 osób z opadającą stopą odniesieniu do 10 osobowej grupy osób zdrowych. Podobnie jak w pracy⁴, do analizy i symulacji chodu wykorzystano 10 – segmentowy model ciała człowieka o 23 – stopniach swobody i 92 – mięśniach. Efekt osłabienia sześciu mięśni prostujących staw skokowo – goleniowy w grupie DF doprowadził do zmian przebiegów sił generowanych przez inne mięśnie w obrębie całej kończyny dolnej. Największy wzrost sił a zarazem i efektu kompensacji zaobserwowano dla mięśni: *m. tibialis posterior*, *m. flexor hallucis* i *m. flexor digitorum* działających na staw skokowo – goleniowy oraz dla mięśnia *m. semitendinosus* i *m. semimembranosus* działających na staw kolanowy. Takie zachowanie mięśni pociąga za sobą zmianę innych parametrów na przykład mocy generowanej przez mięśnie (Błażkiewicz, Wiszomirska, Brzuszkiewicz–Kuźmicka, & Wit, 2016b), czy też prędkości skurczu poszczególnych jednostek mięśniowych (Błażkiewicz, Wiszomirska, Brzuszkiewicz–Kuźmicka, & Wit, 2016a).

PODSUMOWANIE

osiągnięcia naukowego przedstawionego jako jedno – tematyczny cykl ośmiu prac naukowych (6 oryginalnych i 2 pokonferencyjnych) opublikowanych po uzyskaniu stopnia doktora nauk o kulturze fizycznej.

A. W zakresie oceny chodu swobodnego osób zdrowych:

- Na drodze eksperymentalnej wytypowano wskaźniki charakteryzujące się największą wrażliwością w diagnostyce symetrii chodu i dla nich opracowano wartości normatywne.
- Zostały opracowane normy dla wskaźnika RMS i wskaźnika własnego IAE opisujące podobieństwo krzywych ciągłych w dziedzinie cyklu chodu dla parametrów kinematycznych i kinetycznych, czego do tej pory nie znaleziono w literaturze. Ponadto, na drodze zaawansowanych metod statystycznych wykazano, że wskaźniki te mają porównywalną moc diagnostyczną homogeniczności grup osób zdrowych i pacjentów z niepełnosprawnością w obrębie kończyn dolnych dla parametrów chodu swobodnego.

- Udowodniono, że chód do tyłu nie jest zwykłą odwrotnością chodu do przodu. Wykazano, że w chodzie do tyłu i do przodu, zmiany kąta w stawie biodrowym są odwrócone w czasie, natomiast zakresy kątów dla pozostałych stawów są mniejsze, mimo iż kształty krzywych są podobne. Na drodze zaawansowanych symulacji w programie OpenSim obliczono, że mięśnie: *m. gluteus maximus*, *m. biceps femoris* i *m. tibialis anterior* mają takie same profile siły w dziedzinie cyklu chodu w obu kierunkach. Pokazano, że wartość amplitudy sygnału EMG jest wyższa dla większości mięśni w chodzie do tyłu.
- Udowodniono, że najsilniejszym mięśniem zarówno w warunkach izometrycznych jak i w dziedzinie cyklu chodu jest mięsień: *m. soleus*, następnie *m. gastrocnemius inner head* i jako trzeci *m. tibialis anterior* oraz *m. tibialis posterior*.

B. W zakresie oceny chodu swobodnego człowieka z niesprawnością w obrębie kończyn dolnych:

- Pokazano, że istnieje istotny statystycznie spadek wartości sił wszystkich grup mięśniowych dla osób z cukrzycą w obrębie stawu skokowo – goleniowego. Poszczególne mięśnie u osób z cukrzycą typu II generują bardzo małe wartości sił, co jest efektem natężenia polineuropatii obwodowej.
- Oszacowano funkcje kompensacyjne w chodzie osób z opadającą stopą. W obrębie parametrów czasowo – przestrzennych kompensacja w grupie pacjentów następuje poprzez zmniejszenie prędkości chodu, zmniejszenie długości kroku oraz wydłużenie fazy podwójnego podparcia. Zauważono, że największe zmiany kompensacyjne zaszły w dwóch parametrach kinematycznych: w przebiegu zmian kąta w stawie skokowo – goleniowym i kolanowym, oraz w dwóch parametrach kinetycznych: momencie sił mięśniowych w stawie biodrowym i skokowo – goleniowym. U osób z opadającą stopą największy wzrost siły a zarazem i efektu kompensacji zaobserwowano dla mięśni: *m. tibialis posterior*, *m. flexor hallucis* i *m. flexor digitorum* działających na staw skokowo – goleniowy oraz dla mięśnia *m. semitendinosus* i *m. semimembranosus* działających na staw kolanowy.

C. W zakresie oceny techniki w zadaniu ruchowym stanie – siadanie – wstawanie:

- Wykazano że kąt zgięcia i wyprostu w stawie biodrowym, jest parametrem charakteryzującym się najmniejszą wariancją pod względem symetrii w zadaniu *stanie – siadanie – wstawanie*.
- Zauważono, że największe wartości asymetrii występują w wartościach sił reakcji nacisku stóp na podłoże w fazie siedzenia (swobodnego) dla całego cyklu wyżej wymienionego zdania ruchowego.

PIŚMIENNICTWO

- Błażkiewicz, M. (2012). Metody analityczne wyznaczania asymetrii chodu. In A. Wit (Ed.), *Wartości normatywne do oceny symetrii chodu i postawy stojącej człowieka*. Warszawa: AWF Warszawa.
- Błażkiewicz, M., Wiszomirska, I., Brzuszkiewicz–Kuźmicka, G., & Wit, A. (2016a). *Evaluation of ankle muscle force and shortening velocity during steppage gait – case study*. Paper presented at the 5–th International Scientific Conference Motor Control 2016, Wisła.
- Błażkiewicz, M., Wiszomirska, I., Brzuszkiewicz–Kuźmicka, G., & Wit, A. (2016b). *Evaluation of lower limb muscle power as a function of time during gait persons with drop foot*. Paper presented at the XIII Konferencja Naukowa Majówka Młodych Biomechaników im. prof. Dagmary Tejszerskiej, Ustroń. http://www.biomechanik.pl/streszczenia_2016/
- Dodd, K. J., & Morris, M. E. (2003). Lateral pelvic displacement during gait: abnormalities after stroke and changes during the first month of rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(8), 1200–1205.
- Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W., & van den Bogert, A. J. (2007). Model–based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22(2), 131–154. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.09.005
- Foryś, U. (2011). *Modelowanie matematyczne w biologii i medycynie*. Warszawa: Uniwersytet Warszawski.
- Kenedi, R. M. (1972). Bioengineering horizons. *Biomed Eng*, 7(11), 527–529 contd.
- Kim, C. M., & Eng, J. J. (2003). Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke. *Gait Posture*, 18(1), 23–28.
- Miki, H., Sugano, N., Hagio, K., Nishii, T., Kawakami, H., Kakimoto, A., Yoshikawa, H. (2004). Recovery of walking speed and symmetrical movement of the pelvis and lower extremity joints after unilateral THA. *J Biomech*, 37(4), 443–455.
- Milanowski, B. (2009). Zastosowanie Statistica Profile uwalniania w pracach badawczych i przemyśle farmaceutycznym.
- Paul, J. (1965). Bioengineering studies of the forces transmitted by joints (II). In R. Kenedi (Ed.), *Biomechanics and related bioengineering topics*. London: Pergamon Press.
- Voigt, M., & Sinkjaer, T. (2000). Kinematic and kinetic analysis of the walking pattern in hemiplegic patients with foot–drop using a peroneal nerve stimulator. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 15(5), 340–351.
- Yamaguchi, G. (2001). *Dynamic Modeling of Musculoskeletal Motion: A Vectorized Approach for Biomechanical Analysis in Three Dimensions*. (Springer Ed.): Kluwer Academic Publishing.

5. Omówienie pozostałych osiągnięć naukowo – badawczych.

Publikacje, które nie wchodzą do osiągnięcia habilitacyjnego w myśl art. 16 ust. 2 ustawy z dnia 14 marca 2003 roku, przedstawiają kontynuację zastosowania modelowania matematycznego w opisie wybranych problemów analizy techniki ruchu w sporcie.

Problematyka sportowa jest kolejną dziedziną wiedzy, w której Kandydatka zaczęła aplikować modele matematyczne. Do tego cyklu należą cztery prace oryginalne, których głównym celem była analiza obciążeń kończyn dolnych, kolejno w badmintonie¹, pchnięciu kulą^{2,4} i aerobiku³. W każdym z przywołanych artykułów zaprezentowano zupełnie odmienne podejście do analizy obciążeń zarówno w kwestii stosowanych technik obliczeniowych, parametrów jak i doboru dyscypliny sportowej. W pierwszej i drugiej z prezentowanych prac zostały zastosowane techniki analizy skupień i drzew klasyfikacyjnych. Natomiast trzecia i czwarta praca, to już wykorzystanie modelowania typu „multibody” przy użyciu programu OpenSim.

MODELOWANIE STATYSTYCZNE (ANALIZA SKUPIEŃ)

Mimo, iż badminton jest jednym z najczęściej uprawianych sportów na świecie, to tematyce dotyczącej urazów aparatu mięśniowo – szkieletowego kończyn dolnych poświęcono stosunkowo niewiele uwagi. Natomiast znane i dobrze opisane są skutki przeciążeń w obrębie kończyn górnych (Eygendaal, Rahussen, & Diercks, 2007; Roetert, Brody, Dillman, Groppe, & Schultheis, 1995). Analiza momentów sił mięśniowych jest jednym z ważniejszych elementów służących do oszacowania obciążeń struktur biernych aparatu ruchowego człowieka. Dlatego też, właśnie ten parametr posłużył do oceny obciążeń w grupie 20 zawodników w trzech najbardziej popularnych ruchach: *backhand*, *short serve* i *smash*. Dane kinematyczne i kinetyczne zostały zebrane w Centralnym Laboratorium Badawczym AWF Warszawa przy pomocy systemu Vicon i platform dynamometrycznych Kistler, opisanych w poprzednim Rozdziale. W pierwszym kroku analizy, w celu ogólnej

¹ Błażkiewicz M., et al. (2014). *Determination of loading strategies during landing in badminton*. International Journal of Sport Studies 4, 1181-1188.

² Błażkiewicz M., et al. (2016). *Transfer of mechanical energy during the shot put*. Journal of Human Kinetics 52(1), 139-146.

³ Błażkiewicz M., et al. (2016). *Lower limb loading during knee up in step aerobics: a pilot study*. Biomedical Human Kinetics 8(1), 124-130.

⁴ Lysoń B., Kwacz M., Błażkiewicz M., Wit A. (2015). *Symulacja sił mięśniowych kończyn dolnych podczas pchnięcia kulą*. Aktualne Problemy Biomechaniki 9, 73-78.

klasyfikacji obciążenia stawów podczas wykonywania *backhand*, *short serve* i *smash* zostały wzięte pod uwagę tylko wartości maksymalne momentów sił mięśniowych. Następnie, w celu znalezienia ruchu, który najbardziej różnicuje badanych zawodników wykorzystano analizę skupień – algorytm centroidów (k-średnich). Ostatni etap analizy to wykorzystanie drzewa klasyfikacyjnego w celu wyodrębnienia strategii obciążania stawów kończyn dolnych podczas lądowania dla trzech ćwiczeń. Zebrane w niniejszym eksperymencie wyniki wskazują na największe obciążenie narządu ruchu zawodników w obrębie stawu kolanowego w *backhand* i skokowego w *smash*. Porównując z chodem maksymalne wartości momentów sił mięśniowych uzyskane w stawach kończyn dolnych dla trzech ruchów, otrzymujemy od 132 do 688% wyższe wartości, co pokazuje jak duże obciążenie występuje w tych stawach. Wykorzystując analizę skupień, wyodrębniono technikę *smash* jako główny element różnicujący zawodników. Natomiast zastosowany algorytm drzewa klasyfikacyjnego nie wyodrębnił strategii (kolejności) obciążania stawów w czasie lądowania.

Celem kolejnej pracy wykorzystującej modelowanie statystyczne była analiza transferu energii między poszczególnymi segmentami podczas pchnięcia kulą². W badaniu wzięło udział 8 kulomiotów z kadry narodowej PZLA. Dane kinematyczne i kinetyczne, tak jak w poprzednich pracach zebrano w Centralnym Laboratorium Badawczym AWF Warszawa, według tych samych procedur. Obliczenie wartości mocy i energii mechanicznej rozwijanej przez kolejne segmenty pozwoliło odpowiedzieć na pytanie jak poszczególne elementy ciała wpływają na wykonywany ruch. Analiza przepływu energii mechanicznej wykazała dużą zmienność osobniczą. Dlatego metoda skupień posłużyła do zbadania istnienia podgrup sportowców, którzy mają różne techniki pchnięcia kulą pod względem przepływu energii. Zostały znalezione dwa klastry, różniące się między sobą na poziomie wymiany energii między stawami biodrowymi a tułowiem. Podsumowując, przepływ energii mechanicznej w całym łańcuchu kinematycznym jest jednym z najważniejszych kryteriów oceny pchnięcia kulą. Kierunek i wartość energii mechanicznej wskazują segmenty, gdzie energia jest nadmiernie rozpraszana, co daje informacje trenerowi jak zmienić metodykę treningu techniki ruchu w tej dyscyplinie sportu.

MODELE TYPU „MULTIBODY”

Zupełnie inne podejście do analizy obciążeń zostało zaproponowane w pracy dotyczącej kroku *knee up* w step aerobiku³. W badaniach wzięło udział dziesięć instruktorek fitness o 6 – cio letnim stażu. Zadanie polegało na wykonaniu kroku *knee up* na stopniu o wysokości 15 cm. Do rejestracji parametrów kinematycznych i kinetycznych ruchu wykorzystano jak poprzednio system Vicon zsynchronizowany z dwoma platformami firmy Kistler. Dane te stanowiły wejście do programu OpenSim (Anderson & Pandy, 1999; Delp, 1990), który umożliwił m.in.: kompleksową wizualizację ruchów, rozwiązanie zagadnienia odwrotnego kinematyki oraz odwrotnego dynamiki, przeprowadzanie symulacji, oszacowanie wartości sił reakcji w stawach oraz sił poszczególnych mięśni, które są trudne do zmierzenia *in vivo*. Natomiast w pracy posłużył do wyliczenia długości pracujących mięśni. Do analizy i symulacji kroku *knee up* wykorzystano 10 – segmentowy model ciała człowieka o 23 – stopniach swobody i 54 – mięśniach. W programie OpenSim grupy mięśniowe są zastąpione przez pojedyncze aktony. Natomiast, każdy z aktonów jest zbudowany, jako 3 – elementowy mięsień zgodnie z modelem Hill’a. Zadanie odwrotne kinematyki (IK) zostało rozwiązane w celu znalezienia kątów, które najlepiej oddały ruch badanej osoby. Zadanie odwrotne dynamiki (ID) pozwoliło na uzyskanie momentów sił mięśniowych w funkcji czasu. Otrzymane dane zostały skorygowane przy pomocy algorytmu Residual Reduction Algorithm (RRA), w celu otrzymania dynamicznej spójności. Algorytm Computed Muscle Control (CMC) został użyty w celu wyliczenia długości mięśni podczas ruchu. Dla wyników analizy kinematycznej i kinetycznej zostały wzięte pod uwagę wartości ekstremalne, w celu zbadania zakresów i obciążeń kończyn dolnych. Otrzymane zakresy kątów i momentów sugerują, że najbardziej podatne na kontuzje i przetrenowanie są kolejno: stawy kolanowe, biodrowe i skokowo – goleniowe. Większe wartości składowej pionowej siły reakcji podłoża występują w momencie schodzenia ze stopnia, co sugeruje większe obciążenia stawów. Natomiast, największą pracę w badanym ruchu wykonują mięsień *m. sartorius* i *m. tensor fasciae latae*.

Użycie programu OpenSim zostało również zaprezentowane w pracy⁴, w której zostały wyliczone udziały poszczególnych sił mięśniowych, czego nie znaleziono w dotychczasowej literaturze dotyczącej tematyki pchnięcia kulą. Do modelowania wykorzystano najbardziej zaawansowany model mięśniowo – szkieletowy „gait2392_arms.osim” dostępny w bibliotece programu OpenSim. Posiadał on dodatkowo kończyny górne i więcej jednostek mięśniowych, w porównaniu z modelem prezentowanym w pracy³. W celu zasymulowania wpływu kuli na

wykonywany ruch, do prawej dłoni zawodnika przyłożona została dodatkowa masa 7.26 kg, odpowiadająca standardowej masie kuli. W narzędziu IK zostały dopasowane odpowiednie wagi dla każdego ze znaczników, aby otrzymać przebiegi zmian kątowych w poszczególnych stawach. Przed wykonaniem procedury ID przygotowany został plik, zawierający informację o siłach reakcji podłoża, jakie przyłożone są do kończyn dolnych modelu. Skuteczne przeprowadzenie RRA w zadanym zakresie czasowym wymagało wielu zmian w plikach konfiguracyjnych. Kluczowe okazało się zwiększenie wartości optymalnej siły dla momentów sił stawowych oraz odpowiednie dobranie wag, z którymi śledzona jest kinematyka pochodząca z narzędzia IK. W narzędziu CMC została wybrana funkcja celu „slow target” minimalizująca wartości momentów w stawach oraz doprowadzająca przyspieszenia modelu do wcześniej wyznaczonych przyspieszeń docelowych. Funkcja optymalizująca „slow target” pozwala na wygenerowanie pobudzeń mięśniowych, gdy ruch jest bardziej skomplikowany od chodu swobodnego (Hicks, 2012). Ze względu na dynamikę ruchu, wymagane było także zmniejszenie okna czasowego z domyślnej wartości 0.01s na 0.001s. Wyniki przeprowadzonej symulacji pokazały, które mięśnie generują największą siłę w trakcie wykonywania pchnięcia kulą. Szczególnie dużą siłę generuje mięsień *m. soleus* lewej kończyny dolnej, w początkowej fazie analizowanego ruchu. Z kolei w fazie końcowej najwyższą wartość siły zaobserwowano dla mięśnia *m. semimembranosus* oraz *m. biceps femoris* dla lewej kończyny dolnej. Jak podaje Zatsiorsky (2000), działające na ciało siły są na ogół dobrze akceptowane przez tkanki. Zdarza się jednak, że siła przekracza wytrzymałość materiałową tkanki powodując jej zniszczenie, a u zawodnika kontuzję. W literaturze nie znaleziono wartości sił niszczących dane struktury w związku z tym sprawdzono, jak generowane siły mają się do maksymalnych możliwości siłowych mięśnia, określonych przez maksymalną siłę izometryczną. Po znormalizowaniu generowanych sił dla wszystkich mięśni do ich maksymalnej siły izometrycznej okazało się, że niektóre z nich nie tylko wykazują siłę zbliżoną do maksymalnej siły izometrycznej, lecz nawet ją przekraczają. Przekroczenie maksymalnej siły izometrycznej, występujące w końcowej fazie analizowanego ruchu dla mięśnia *m. semimembranosus*, *m. semitendinosus* oraz *m. biceps femoris* dla lewej kończyny dolnej. Takie zachowanie mięśnia jest związane z czynnością ekscentryczną, co może prowadzić do kontuzji (Zatsiorsky, 2000).

PODSUMOWANIE

osiągnięć naukowych w zakresie analizy obciążeń kończyn dolnych na przykładzie wybranych dyscyplin sportowych, prac nie wchodzących do osiągnięcia habilitacyjnego w myśl art. 16 ust. 2 ustawy z dnia 14 marca 2003 roku.

A. Ocena obciążeń podczas gry w badmintona:

- Zanotowano wyższe wartości maksymalnych momentów sił mięśniowych, w przedziale od 132 – 688 %, podczas gry w badmintona w porównaniu z tymi, które występują podczas chodu swobodnego osób zdrowych.
- Wykazano, że największe obciążenie występuje w obrębie stawu kolanowego podczas wykonywania ruchu *backhand*, natomiast w technice *smash* – w stawie skokowo – goleniowym.
- *Smash* jest elementem techniki najbardziej różnicującym zawodników o wysokim poziomie sportowym.

B. Ocena obciążeń podczas zajęć step aerobik:

- Wyliczono, że na zajęciach step aerobik najbardziej podatne na kontuzje i przetrenowanie są kolejno: stawy kolanowe, biodrowe i skokowo – goleniowe.
- Większe obciążenia stawów kończyn dolnych, według kryterium wartości składowej pionowej siły reakcji podłoża występują w momencie schodzenia ze stopnia w ćwiczeniu *knee up*.
- Największą pracę w ćwiczeniu *knee up* wykonują mięsień *m. sartorius* i *m. tensor fasciae latae*.

C. Modelowanie techniki sportowej na przykładzie pchnięcia kulą:

- Przyjmując, że przepływ energii mechanicznej w całym łańcuchu kinematycznym jest jednym z najważniejszych kryteriów oceny pchnięcia kulą, wykazano dużą zmienność osobniczą w grupie zawodników kadry narodowej PZLA.
- Udowodniono, że kluczowym elementem jest przepływ energii między stawami biodrowymi a tułowiem i jest to jeden z elementów różnicujących miotaczy klasy światowej.

- Dzięki zastosowaniu obliczeń numerycznych wykazano, że szczególnie dużą siłę generuje mięsień *m. soleus* lewej kończyny dolnej, w początkowej fazie pchnięcia kulą. Z kolei w fazie końcowej najwyższą wartość siły zaobserwowano dla mięśnia *m. semimembranosus* oraz *m. biceps femoris* dla lewej kończyny dolnej – dla zawodników praworęcznych.
- Przekroczenie maksymalnej siły izometrycznej, wskazuje na pracę mięśni w warunkach ekscentrycznych, co obserwuje się w końcowej fazie pchnięcia kulą dla mięśni: *m. semimembranosus*, *m. semitendinosus* oraz *m. biceps femoris* dla lewej kończyny dolnej – dla zawodników praworęcznych.

PIŚMIENNICTWO

- Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (1999). A Dynamic Optimization Solution for Vertical Jumping in Three Dimensions. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2(3), 201–231. doi:10.1080/10255849908907988
- Delp, S. (1990). *Surgery simulation: A computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower extremity*. (Ph.D.), Stanford University.
- Eygendaal, D., Rahussen, F. T., & Diercks, R. L. (2007). Biomechanics of the elbow joint in tennis players and relation to pathology. *Br J Sports Med*, 41(11), 820–823. doi:10.1136/bjism.2007.038307
- Hicks, J. (2012). *OpenSim 3.0 User's Guide*
- Roetert, E. P., Brody, H., Dillman, C. J., Groppe, J. L., & Schultheis, J. M. (1995). The biomechanics of tennis elbow. An integrated approach. *Clin Sports Med*, 14(1), 47–57.
- Zatsiorsky, V. M. (2000). *Biomechanics in sport*: Blackwell Science.

Błażkiewicz
Michalina