

**Piotr WODARSKI<sup>1</sup>, Jacek JURKOJC<sup>1</sup>, Robert MICHNIK<sup>1</sup>, Andrzej BIENIEK<sup>1</sup>,  
Marek GZIK<sup>1</sup>**

<sup>1</sup>Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

## **WYZNACZANIE OBCIĄŻEŃ UKŁADU SZKIELETOWO- MIĘŚNIOWEGO W STAWACH KOŃCZYN GÓRNYCH PODCZAS WYKONYWANIA CZYNNOŚCI DIAGNOSTYCZNYCH**

**Streszczenie:** W przeprowadzonych badaniach wykorzystano narzędzie inżynierskie jakie stanowi identyfikacja obciążeń w układzie mięśniowo-szkieletowym do diagnostyki osób z problemami neurologicznymi w obrębie kończyn górnych. Diagnostykę przeprowadzono w odniesieniu do wyników dla grupy 23 osób zdrowych. Obliczenia modelowe przeprowadzono z wykorzystaniem oprogramowania AnyBody i zweryfikowanego modelu Free Posture Move.

**Słowa kluczowe:** kończyna górna, modelowanie, Anybody

### 1. WSTĘP

Analiza przebiegów wartości kątów anatomicznych w stawach kończyny górnej, podczas oceny stopnia niepełnosprawności, może zostać wzbogacona o proces identyfikacji wartości sił generowanych przez mięśnie oraz reakcji w stawach. Zarejestrowana baza danych kinematycznych, może posłużyć jako dane użyteczne w procesie modelowania obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego, w tym w szczególności aktywności wybranych mięśni. Przegląd literatury w oparciu o badania Świtońskiego [1], Moreckiego [2,3], Tejszerskiej [4], Jurkojcia [5], Holtzbaur [6], Pennestri [7], Michnika [8] i innych, w temacie zastosowania biomechanicznych metod wspomagania procesów rehabilitacji osób z problemami neurologicznymi, pozwala na zakwalifikowanie modelowania inżynierskiego do metod wspomagających proces diagnozowania układu ruchu człowieka. Słuszna wydaje się więc metoda modelowania inżynierskiego z wykorzystaniem optymalizacji w procesach identyfikacji sił mięśniowych [8,9,10].

### 2. CEL BADAŃ

Celem badań jest ocena obciążeń występujących w stawach kończyn górnych podczas wykonywania czynności fizjoterapeutycznych przez osoby zdrowe oraz pacjentów. W badaniach wykorzystano metody modelowania z użyciem optymalizacji statycznej.

### 3. METODYKA BADAŃ

Przygotowanie normy obciążeń układu mięśniowo-szkieletowego wymaga opracowania wzorca poprawnie wykonywanych ruchów dla zaprojektowanych aplikacji. Do wzorca mogą zostać odniesione wyniki badań osób z deficytami ruchowymi.

#### Charakterystyka badanej grupy

Charakterystyka badanej grupy obejmuje dane 23 osób zdrowych (10 kobiet: k1-k10 i 13 mężczyzn: m1-m13) oraz dane 2 osób z dysfunkcjami w obrębie kończyn górnych (p1, p2) wykonujących wyselekcjonowane ćwiczenia. Badane osoby zdrowe nie posiadały jakichkolwiek obserwowalnych i zdiagnozowanych defektów w obrębie narządu ruchu. Charakterystykę grupy 23 badanych osób oraz pacjentów przedstawiono w tabeli 1.

**Tabela 1. Charakterystyka 23 osób zdrowych oraz pacjentów wykonujących wyselekcjonowane ćwiczenia**

	wiek	masa [kg]	wzrost [cm]	BMI*
<b>Średnia dla badanej grupy 23 osób</b>	23,35	66,00	175,87	21,23
<b>Odch. std. dla badanej grupy 23 osób</b>	1,37	11,76	9,48	2,61
<b>p1</b>	17	54	167	19,4
<b>P2</b>	41	72	176	23,2

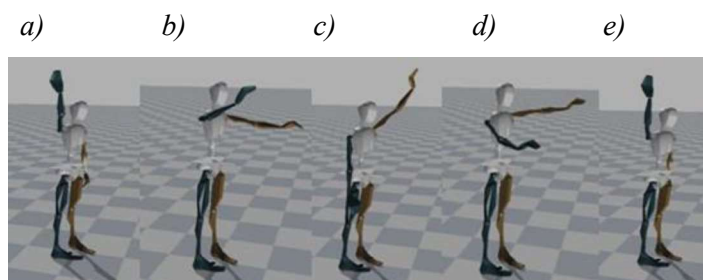
\*BMI - Body Mass Index

Informacja o występującej dysfunkcji ruchowej dla pacjenta pierwszego obejmuje dysfunkcję lewej kończyny górnej, wynikającą z nieprawidłowego działania układu szkieletowo-mięśniowego, na skutek urazu mechanicznego nerwów obwodowych w obrębie kończyny lewej (uszkodzony min. nerw promieniowy i łokciowy). Kończyna prawa jest sprawna. Pacjent wykazuje problemy z wykonywaniem ruchów w obrębie lewego stawu nadgarstkowego oraz lewego stawu łokciowego. Ruch w tych stawach jest ograniczony, w skrajnych przypadkach sprawia ból. Pacjent drugi doznał uszkodzenia górnej części splotu ramiennego kończyny lewej. Kończyna prawa jest sprawna. Pacjent wykazuje trudności w wykonywaniu ruchów kończyną lewą oraz posiada niewielkie ograniczenia ruchowe w obrębie lewego stawu łokciowego.

#### Selekcja wykonywanych podczas badań czynności

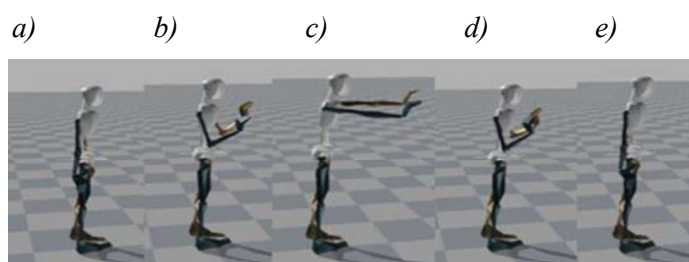
Po konsultacji z fizjoterapeutami dokonano selekcji wykonywanych podczas badań czynności ruchowych. Z pośród wykonywanych przez pacjentów ćwiczeń rehabilitacyjnych, jako część codziennej terapii klinicznej oraz ćwiczeń służących diagnostyce aktywności mięśni w obrębie kończyn górnych nawiązujących do zadań grafomotoryki dużej, wybrano dwie sekwencje ruchowe.

Pierwsza sekwencja ruchowa polega na powolnym, przemiennym unoszeniu kończyn górnych i opuszczaniu (poprzez zginanie/prostowanie kończyny w stawie ramiennym). Ćwicząca osoba staje w pozycji wejściowej z uniesioną jedną kończyną górną (przyjęto, że jest to kończyna prawa) jak na rys. 1a, a następnie wykonuje ruch kończyną prawą w dół, przy jednoczesnym ruchu kończyny lewej w górę zgodnie z rys. 1b, aż do osiągnięcia pozycji z rys. 1c. Następnie po chwili przerwy czynność jest powtarzana analogicznie dla odpowiednich kończyn zgodnie z fazą przejściową z rys. 1d, aż do osiągnięcia pozycji wejściowej z rys. 1e.



Rys. 1. Pierwsza sekwencja ruchowa

Druga sekwencja ruchowa polega na powolnym uniesieniu kończyny górnej ruchem symulującym wypychanie przedmiotu. Ćwiczenie rozpoczyna się w pozycji wejściowej jak na rys. 2a, następnie wykonane jest zgięcie w stawie łokciowym przy niewielkim unoszeniu ręki i przedramienia w sposób pokazany na rys. 2b. Następnym etapem jest wypchnięcie kończyny do przodu, aż do osiągnięcia pozycji z rys. 2c. Kolejno następuje kilkusekundowa przerwa i wykonując sekwencje powrotną poprzez fazę z rys. 2c i 2d uzyskując fazę z rys. 2e.



Rys. 2. Druga sekwencja ruchowa

### Selekcja mierzonych wielkości

W ramach przeprowadzonych badań, dla 23 badanych osób zdrowych i osób z dysfunkcją ruchową w obrębie kończyn górnych, z wykorzystaniem inercyjnego systemu do przestrzennej analizy ruchu MVNBiomech firmy Xsens, podobnie jak w badaniach [9], dokonano pomiarów wielkości kinematycznych każdej z wyselekcjonowanych czynności ruchowych. Zarejestrowano następujące wartości kątów w stawach dla kolejnych chwil czasowych, dla obydwu kończyn górnych: w stawie ramiennym (zginanie/prostowanie, odwodzenie/przywodzenie, rotacja wewnętrzna/rotacja zewnętrzna), w stawie łokciowym (zginanie/prostowanie, pronacja/supinacja) oraz w stawie nadgarstkowym (zginanie dłoniowe/grzbietowe, przywodzenie łokciowe/odwodzenie promieniowe)

### Badania modelowe

Zarejestrowane wielkości kinematyczne przetransformowano do dostępnego na rynku oprogramowania AnyBody. Oprogramowanie umożliwia obliczenie obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego dla zadanych wielkości kinematycznych. Wybrany model Free Posture Move odzwierciedla indywidualne, zarejestrowane trajektorie ruchów na podstawie zadanych wielkości dla każdego ze stawów kończyny górnej. Model umożliwia wyznaczanie: czasowych wartości sił generowanych przez poszczególne mięśnie, ich poziom aktywacji, generowana moc, wartości momentów sił względem stawów oraz reakcji w stawach.

Identyfikacja obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego, w wykorzystanym modelu, odbywa się zgodnie z metodyką optymalizacji statycznej, przy zastosowaniu funkcji celu zakładającej minimalizację sumy sześcianów sił mięśniowych. Szczegółowe informacje na temat zastosowanego modelu oraz na temat jego weryfikacji można znaleźć w publikacjach [11,12].

Utworzono zindywidualizowane modele dla każdej z badanych osób oraz wykonano czasochłonne obliczenia wyznaczając momenty sił względem stawów, reakcje w stawach dla każdej z wykonywanych sekwencji ruchowych dla stawów: ramiennego, łokciowego i nadgarstkowego.

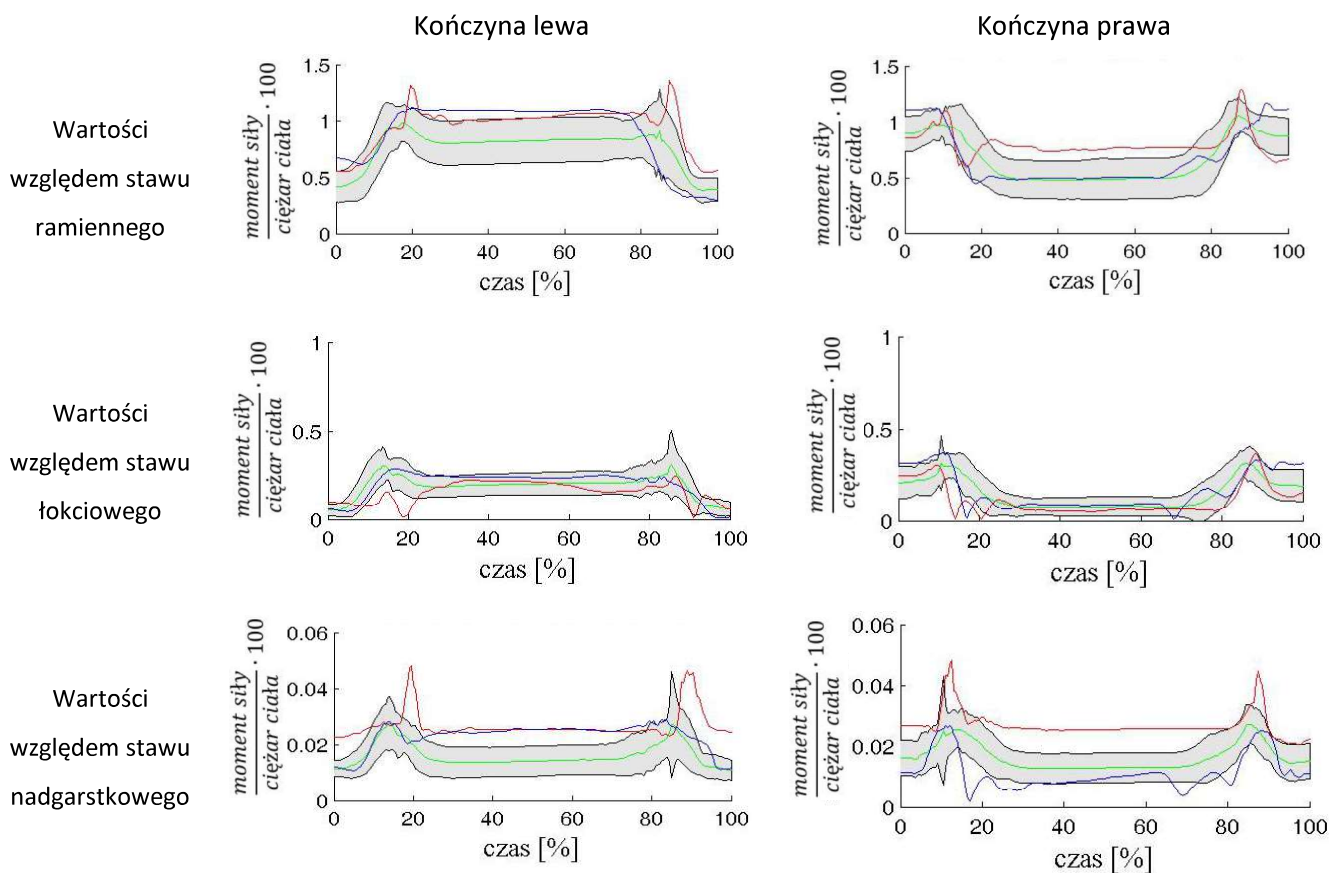
W celu określenia normy odniesienia obliczono wartość średnią i odchylenie standardowe dla grupy badanych osób zdrowych. Dla każdej chwili czasowej do wartości średniej dodano i odjęto wartość odchylenia standardowego tworząc zakres przyjęty jako zakres kątowy poprawnie wykonanej sekwencji ruchowej. Wyniki dla osób z deficytem ruchowym odniesiono do przyjętej normy.

#### 4. WYNIKI

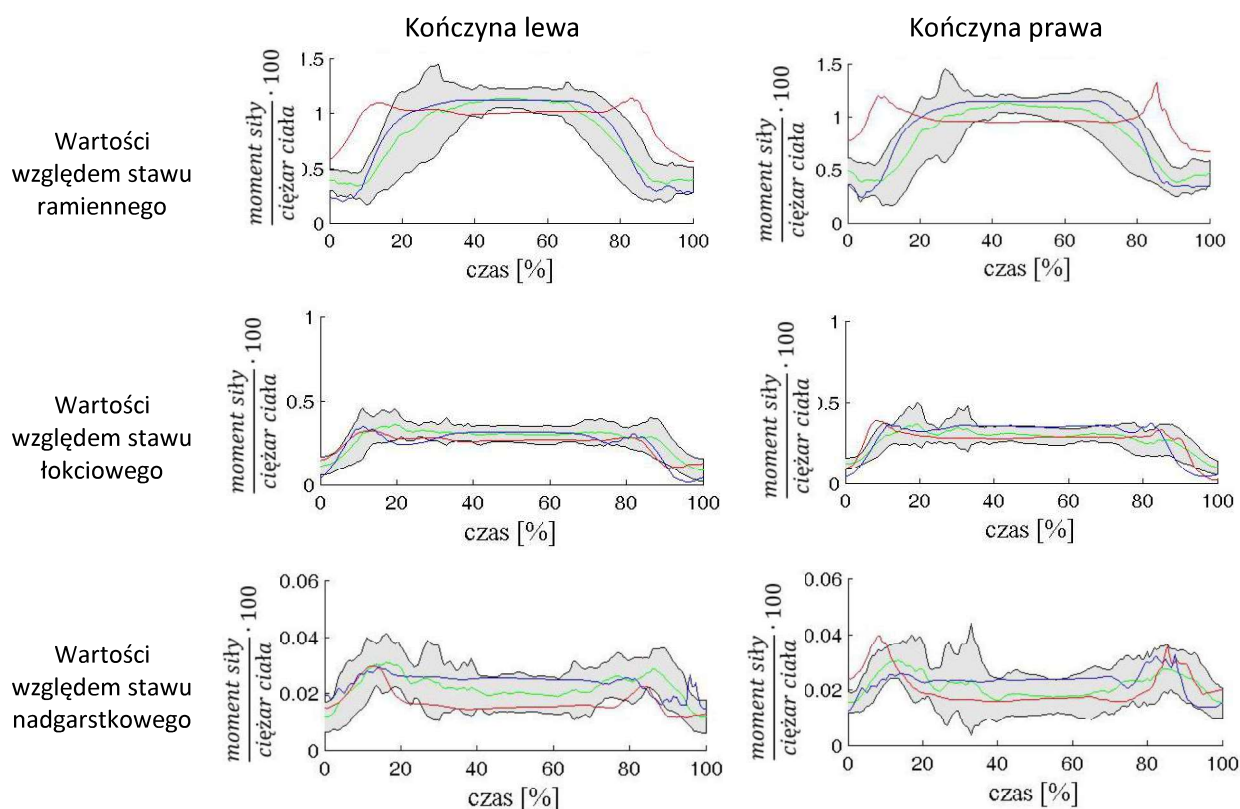
Wartości momentów sił mięśniowych względem stawów, obliczone dla badanych osób z dysfunkcjami kończyn górnych, dla pierwszej i drugiej sekwencji ruchowej porównane z obliczonym dla osób zdrowych zakresem przedstawiają rys. 3 i rys. 4. Dla badanych osób wyznaczone przebiegi momentów sił mięśniowych względem stawów odniesiono do ciężaru ciała

Dla wszystkich poniższych wykresów kolorem czerwonym zaznaczono wartości dla pierwszego pacjenta, a kolorem niebieskim dla pacjenta drugiego (kolorem zielonym zaznaczono wartość uśrednioną dla grupy osób zdrowych). Za skalę czasu przyjęto procent całego ruchu.

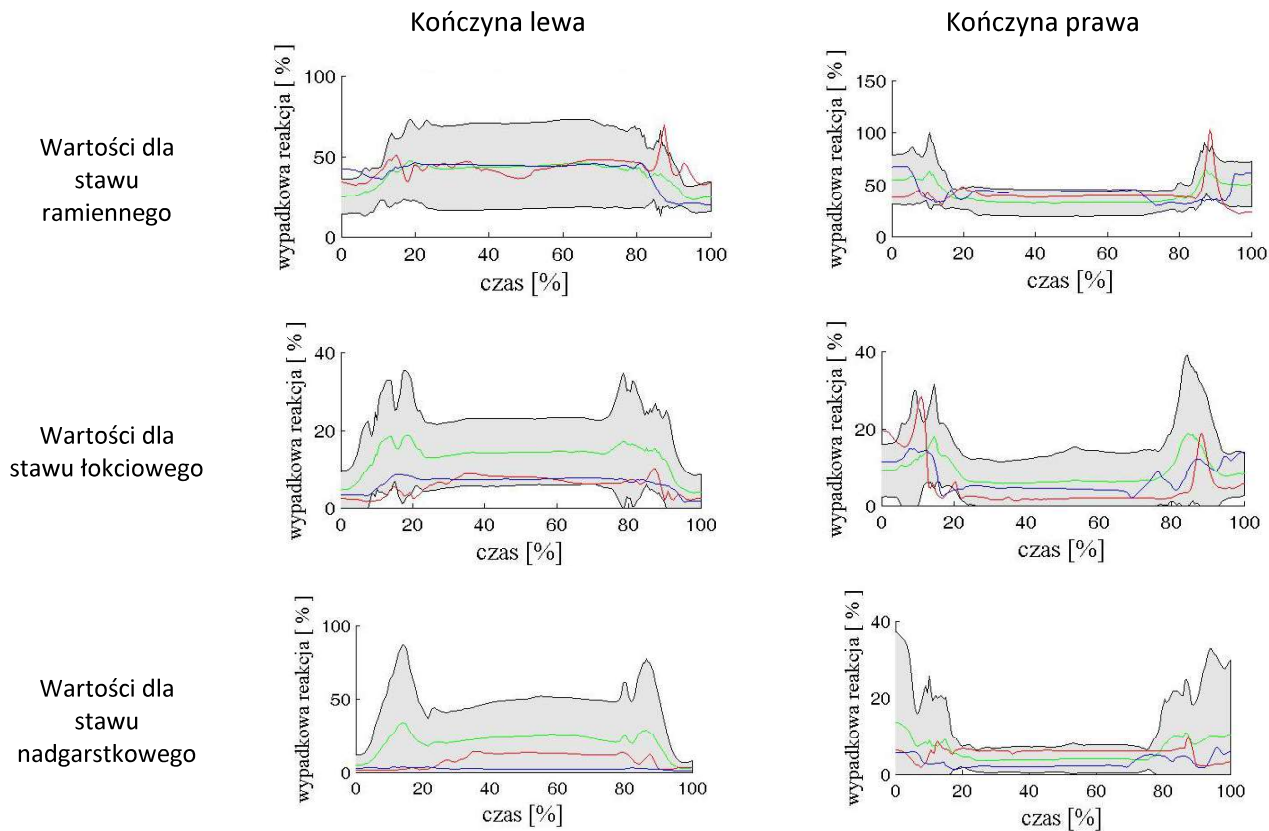
Wartości wypadkowych reakcji w stawach obliczone dla badanych osób z dysfunkcjami kończyn górnych dla pierwszej i drugiej sekwencji ruchowej w porównaniu z wynikami dla osób zdrowych przedstawiają rys. 5 i rys. 6. Wyniki reakcji odniesiono do ciężaru badanych osób.



**Rys. 3. Wypadkowe uśrednione momenty sił względem stawów kończyny górnej dla badanych pacjentów w odniesieniu do grupy osób zdrowych dla pierwszej sekwencji ruchowej**

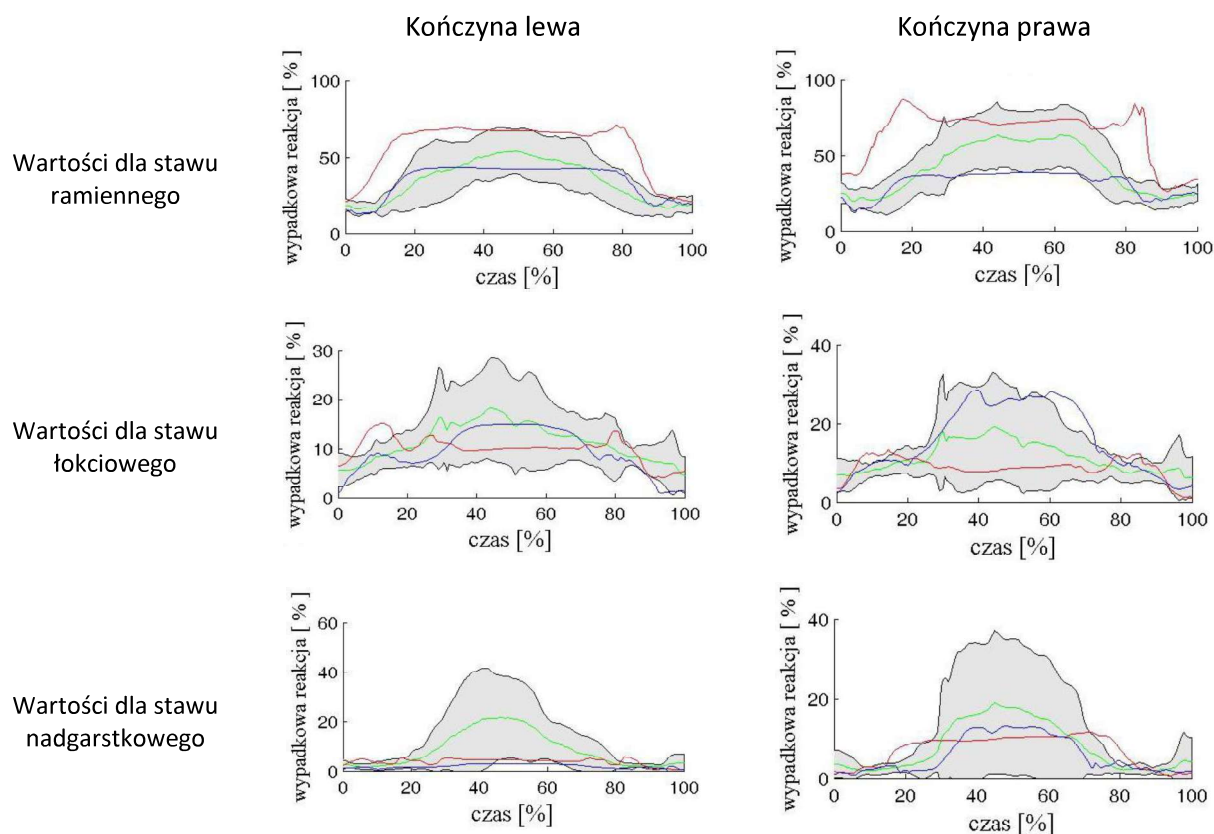


Rys. 4. Wypadkowe uśrednione momenty sił względem stawów kończyny górnej dla badanych pacjentów w odniesieniu do grupy osób zdrowych dla drugiej sekwencji ruchowej



Rys. 5. Wypadkowe reakcje obliczone w stawach kończyny górnej dla grupy badanych pacjentów w odniesieniu do grupy osób zdrowych dla pierwszej sekwencji ruchowej





**Rys. 6. Wypadkowe reakcje obliczone w stawach kończyny górnej dla grupy badanych pacjentów w odniesieniu do grupy osób zdrowych dla drugiej sekwencji ruchowej**

## 5. Dyskusja wyników

Obliczenia wielkości dynamicznych przeprowadzono z wykorzystaniem optymalizacji statycznej z wykorzystaniem zmierzonych wielkości kinematycznych. Podobnie jak w badaniach Murray [13] wielkości te stanowiły bazę danych wejściowych do kolejnych obliczeń. Obliczenia modelowe przeprowadzono dla grupy osób zdrowych oraz dla pacjentów p1 i p2.

Dla pierwszej sekwencji ruchowej, dla grupy osób zdrowych, przebiegi momentów sił mięśniowych wykazują charakter szybkiej zmiany wartości w początkowej i końcowej fazie ruchu. Dla kończyny lewej jest to wzrost, a dla prawej spadek wartości spowodowane unoszeniem i opadaniem kończyny. Zgięcie kończyny górnej w stawie ramiennym powoduje zmianę położenia środka ciężkości kończyny względem tego stawu, a tym samym zwiększenie momentu siły zewnętrznej pochodzącej od środka ciężkości względem tego stawu. Charakterystyczne dla sekwencji pierwszej jest to, że zmiana wypadkowego momentu sił jest największa w stawie ramiennym. Na wykresach można zaobserwować również chwilowy wzrost wartości w około 15% i 85% czasu trwania ruchu. Prawdopodobnie jest on zależny od szybkości wykonywania ruchu i wynika z bezwładności kończyny. Odpowiadające wyznaczonym momentom sił względem stawów wypadkowe reakcje wykazują również wzrost wartości w tych obszarach (o min. 20% dla stawu ramennego i nadgarstkowego i min. 15% dla stawu łokciowego). Dla drugiej sekwencji ruchowej podobne zmiany zaobserwowano w przypadku wykresów momentów sił względem stawów, niemniej jednak dla odpowiadających im reakcji w stawach wykresy nie wykazują tak znaczących zmian na początku i na końcu ruchu (zmiany wartości dla stawu łokciowego i nadgarstkowego nie przekraczają 10%, natomiast dla stawu ramennego 15%).

Wyniki obliczeń wypadkowych reakcji w stawach kończyny górnej mogą zostać odniesione do wyników obliczeń uzyskiwanych w literaturze, w badaniach m.in. Bergmana [14], Nikooyan [15] i Tejszerskiej [16] dla czynności dnia codziennego. Dla przyjętych i zaimplementowanych w opracowanym systemie sekwencji ruchowych możliwe jest wykorzystanie wyników pomiarów Bergmana [14], które wskazują na maksymalne uzyskiwane wartości reakcji w stawie ramiennym dla pierwszej sekwencji ruchowej. Dla sekwencji wykonywanej wolno wartości maksymalne wynoszą 125% ciężaru ciała, a wykonywanej szybko 145% ciężaru ciała. Typowe wartości to 85%-100% ciężaru ciała. Dla badań modelowych Nikooyan [15] wyniki te są nieznacznie niższe i osiągają wartość 65% masy ciała. Porównanie uzyskanych wyników wypadkowych reakcji w stawach pozwala na określenie, iż maksymalne uśrednione wyniki dla grupy osób zdrowych w stawie ramiennym są zbliżone do wyników uzyskanych w badaniach modelowych i można zinterpretować je jako prawidłowe uzyskane dla tego stawu wartości obciążeń, nie wskazujące na niepełnosprawność w obrębie stawu ramiennego. Nieco inna sytuacja występuje u pacjentów, gdzie wartości reakcji dla pierwszej porównywanej sekwencji wynoszą 102% (p1) i 68% (p2) dla kończyny zdrowej oraz 70% (p1) i 46% (p2) dla kończyny z dysfunkcją. Mniejsza wartość tej wypadkowej reakcji dla kończyny z dysfunkcją ruchową, w szczególności dla pacjenta p2, może wskazywać na niepełnosprawność tej kończyny.

Kolejnym etapem w ocenie obciążeń występujących w kończynach górnych na podstawie obliczeń modelowych jest porównanie wyników uzyskanych dla pacjentów z przyjętym wzorcem analizowanych wielkości. Analizując wyniki na rys. 3 i rys. 4, dla pacjenta p2 wartości wypadkowych momentów sił względem stawów dla pierwszej i drugiej sekwencji ruchowej mieszczą się w większości w przyjętym wzorcu z największymi różnicami w stawie nadgarstkowym. Dla pacjenta p1 kształt obliczonych trajektorii przypomina wzorzec, ale uzyskiwane wielkości są większe aniżeli u osób zdrowych, przekraczają przyjęte normy. Szczególnie jest to widoczne w połowie pierwszej i połowie drugiej fazy ruchu tj. dla chwili około 15% ruchu i 85% ruchu. Maksymalne różnice na poziomie 0,25% m zaobserwowano dla pierwszej sekwencji ruchowej i mogą one być spowodowane chwilowym wzrostem prędkości kątowych wykonywanych ruchów, co jest charakterystyczne dla wyselekcjonowanych czynności ruchowych.

Podobnych wniosków dostarcza analiza wypadkowych reakcji w stawach przedstawiona na rys. 5 i rys. 6. Dla wykresów reakcji można zaobserwować różnice uzyskiwanych wartości pomiędzy kończyną zdrową i niedowładną. Dla kończyny zdrowej (prawej) wartości dla pacjentów oraz wartości przyjęte jako norma, osiągają od kilkunastu do kilkudziesięciu procent ciężaru ciała, dla każdej obliczanej w trzech stawach reakcji, w przypadku obydwu sekwencji ruchowych (wyjątek stanowi wartość dla stawu nadgarstkowego pierwszej sekwencji ruchowej, która nie odgrywa w tym ruchu znaczącej roli). Dla pierwszej sekwencji ruchowej, dla kończyn z niedowładem zaobserwowano wysokie reakcje tylko dla jednego z analizowanych stawów (dla stawu ramiennego). Dla pozostałych stawów wartości te są bardzo małe, a trajektorie wypadkowych reakcji płaskie (bliskie linii zera).

## 6. WNIOSKI

Analiza wielkości dynamicznych (reakcji i momentów względem stawów) jakie stanowią obciążenia w układzie mięśniowo – szkieletowym stanowi próbę określenia obciążeń występujących w kończynie górnej dla osób z problemami neurologicznymi. Dla lekarzy i fizjoterapeutów może być narzędziem, które dostarcza informacji na temat nieprawidłowości w funkcjonowaniu mięśni i stawów na podstawie różnic uzyskiwanych

wartości obciążeń w stawach dla prawidłowo i nieprawidłowo wykonanych sekwencji ruchowych.

Opracowana metodyka pomiarów pozwoliła na przeprowadzenie badań osób zdrowych oraz pacjentów z dysfunkcjami ruchowymi w obrębie kończyn górnych. Wyniki mogą być wykorzystane do wspomagania diagnostyki oraz mogą stanowić źródło informacji odnośnie biomechaniki kończyn górnych.

## LITERATURA

- [1] Świtoński E., Guzik-Kopyto A.: Biomechanika kończyny górnej,(w:) Biomechanika narządu ruchu człowieka, Wydawnictwo Naukowe Instytutu Technologii Eksploatacji, PIB, s. 241-324, Radom, 2011.
- [2] Morecki A., Ekiel J., Fidelus K.: Bionika ruchu. PWN, Warszawa 1976.
- [3] Morecki A., Knapczyk J., Kędzior K.: Teoria mechanizmów i manipulatorów. Podstawy i przykłady zastosowań w praktyce., Wydawnictwo Naukowo Techniczne, Warszawa 2002.
- [4] Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M. (Praca zbiorowa): Biomechanika narządu ruchu człowieka, Katedra Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Politechnika Śląska, Współpraca wydawnicza: Instytut Technologii Eksploatacji - PIB, Radom, 2011.
- [5] Hajok J., Jurkojć J., Wodarski P., Bieniek A., Gzik M.: Parametry kinematyczne wybranych wzorcowych sekwencji ruchowych wykorzystywanych w terapii klinicznej, Konferencja Naukowa „Majówka Młodych Biomechaników” im. prof. Dagmary Tejszerskiej, materiały konferencyjne, Ustroń 8-10 Maja 2015, s. 49-50.
- [6] Holzbaur K.R.S., Murray W.M., Delp S.I.: A Model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing Neuromuscular Control, *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 33, no. 6, 2005, p. 829–840.
- [7] Pennestri E., Stefanelli R., Valentini P.P., Vita L.: Virtual musculo-skeletal model for the biomechanical analysis of the upper limb, Elsevier, *Journal of Biomechanics*, vol. 40, 2007, p. 1350–1361.
- [8] Michnik R.: Badania modelowe i doświadczalne chodu człowieka w aspekcie procesu jego rehabilitacji, Katedra Biomechatroniki w Zabrze, Instytut Technologii Eksploatacji – PIB w Radomiu, 2013.
- [9] Łysoń B., Kwacz M., Błażkiewicz M., Wit A.: Symulacja sił mięśniowych podczas pchnięcia kulą, *Aktualne Problemy Biomechaniki*, zeszyt nr 9, 2015, s. 73-78.
- [10] Guzik-Kopyto A., Wodarski P., Piecko M.: Analiza kinematyki kończyny górnej podczas gry na skrzypcach, *Aktualne Problemy Biomechaniki*, zeszyt nr 8, 2014, s. 27-32.
- [11] Guzik-Kopyto A., Michnik R., Wodarski P., Chuchnowska I.: Determination of loads in the joints of the upper limb during activities of daily living, *Information Technologies in medicine*, 5th International Conference, ITIB 2016 Kamień Śląski, Poland, June 20-22, Proceedings, Springer, vol. 2, 2016, p. 99-108.
- [12] Guzik-Kopyto A., Michnik R., Wodarski P., Gzik M., Bieniek A.: Wyznaczanie obciążeń w układzie szkieletowo-mięśniowym kończyny górnej na podstawie badań kinematyki z wykorzystaniem inercyjnego systemu pomiarowego, *Modelowanie Inżynierskie*, nr 53, 2015, s. 62-69.
- [13] Murray I.A., Johnson G.R.: A study of the external forces and moments at the shoulder and elbow while performing every day tasks, Elsevier, *Clinical Biomechanics*, vol. 19, 2004, p. 586–594.



- [14] Bergmann G., Graichen F., Bender A., Rohlmann A., Halder A., Beier A., Westerhoff P.: In vivo gleno-humeral joint loads during forward flexion and abduction, *Jurnal of Biomechanics*, vol. 44, 2011, p. 1543-1552.
- [15] Nikooyan A.A., Veeger H.E.J., Westerhoff P., Graichen F., Bergmann G., van der Helm F.C.T.: Validation of the Delft Shoulder and Elbow Model using in-vivo glenohumeral joint contact forces, Elsevier, *Journal of Biomechanics*, vol. 43, 2010, p. 3007–3014.
- [16] Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M. (Praca zbiorowa): *Biomechanika narządu ruchu człowieka*, Katedra Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Politechnika Śląska, Współpraca wydawnicza: Instytut Technologii Eksploatacji - PIB, Radom, 2011.

## **DETERMINATION OF LOADS OF MUSCULOSKELETAL SYSTEM IN UPPER LIMB JOINTS DURING PERFORMING OF DIAGNOSTIC MOTIONS**

**Abstract:** In this study it was used the engineering tool such as the identification of loads of a muscle-skeletal system to diagnose of people with neurological problems in the upper limbs area. Diagnosis was carried out according to a group of 23 healthy subjects. Model calculations were computed using the Anybody software and using verified Free Posture Move model.