

mgr inż. Agata Matuszewska

WPLYW RUCHU KOŃCZYN GÓRNYCH NA  
DYNAMICZNĄ RÓWNOWAGĘ CIAŁA DOROSŁEGO  
CZŁOWIEKA

Rozprawa na stopień doktora w dziedzinie nauk medycznych i nauk o zdrowiu w  
dyscyplinie nauki medyczne

Promotor: prof. dr hab. n. med. inż. Małgorzata Syczewska

Pracownia Diagnostyki Narządu Ruchu, Klinika Rehabilitacji  
Instytut „Pomnik – Centrum Zdrowia Dziecka”

Warszawa 2024

## PODZIĘKOWANIA

Pragnę wyrazić głęboką wdzięczność mojej Pani Profesor Małgorzacie Syczewskiej za wszystko, co dla mnie uczyniła. Za wyjątkowe zaangażowanie jako promotora, opiekę na każdym kroku powstawania rozprawy oraz dzielenie się swym bogatym doświadczeniem w prowadzeniu badań naukowych. Bardzo doceniam poświęcony mi czas i niezmiernie cieszę się, że miałam szansę zostać Pani uczniem.

Dziękuję także Pani Małgosi Wojtyło za okazaną mi życzliwość, pomoc w formalnościach oraz zapewnienie odpowiedzi na wszelkie moje pytania w sprawach procedur doktorskich.

Szczególną wdzięczność odczuwam względem Rodziców. Dziękuję Wam, że ukształtowaliście mnie jako osobę, od najmłodszych lat podsycając we mnie ciekawość świata. Otrzymując od Was ciepło i miłość, mogę z odwagą i radością podążać swoją ścieżką życia, gdzie przeciwności losu nie są mi straszne.

Dziękuję mojemu Narzeczonemu i Przyjaciołom za to, że nigdy we mnie nie zwątpili.  
W chwilach próby dobre słowo jest niczym cenny skarb.  
Jestem wdzięczna Wam za to, że dbaliście o moje morale i nieustannie podnosiliście mnie na duchu.

## Spis treści

|  |           |
|--|-----------|
| STRESZCZENIE .....   | 4         |
| ABSTRACT .....   | 7         |
| WYKAZ STOSOWANYCH SKRÓTÓW .....  | 10        |
| <b>1. WPROWADZENIE .....</b>   | <b>11</b> |
| 1.1. Uzasadnienie podjęcia tematu.....   | 11        |
| 1.2. Definicja równowagi i stabilności ludzkiego ciała .....                                 | 15        |
| 1.3. Zdolność do kontroli równowagi .....  | 16        |
| 1.4. Przegląd istniejących metod badawczych do oceny stabilności ludzkiego ciała .....       | 19        |
| 1.5. Ocena stabilności w warunkach dynamicznych podczas chodu .....                          | 22        |
| 1.5.1. Kontrola postawy wg. At L. Hof'a.....   | 23        |
| 1.5.2. Rola środka masy ciała w kontroli równowagi .....                                     | 26        |
| 1.5.3. Parametry do ilościowej oceny stabilności .....                                       | 28        |
| 1.6. Rola kończyn górnych w procesie kontroli równowagi.....                                 | 31        |
| 1.7. Parametry do oceny ruchu kończyn górnych .....  | 36        |
| <b>2. HIPOTEZY BADAWCZE I CELE PRACY .....</b>   | <b>40</b> |
| <b>3. MATERIAŁ I METODY .....</b>  | <b>41</b> |
| 3.1. Charakterystyka grupy badawczej .....   | 41        |
| 3.2. Protokół badania .....  | 43        |
| 3.3. Metody pozyskiwania i analizy danych .....  | 44        |
| <b>4. WYNIKI.....</b>  | <b>52</b> |
| 4.1. Analiza chodu z trzema różnymi prędkościami .....                                       | 52        |
| 4.2. Analiza chodu do tyłu i chodu tandemowego .....   | 62        |
| 4.3. Analiza chodu przez przeszkodę .....  | 68        |
| 4.4. Pojedyncze przypadki chwilowej utraty stabilności .....                                 | 75        |
| 4.5. Kinematyka kończyn górnych podczas różnych typów chodu .....                            | 81        |
| <b>5. DYSKUSJA.....</b>  | <b>86</b> |
| 5.1. Kryteria diagnostyczne do oceny ruchu kończyn górnych i ich znaczenie w medycynie ..... | 88        |
| 5.2. Kierunek i punkt przyłożenia siły reakcji podłoża a położenie środka masy ciała .....   | 89        |
| 5.3. Zmienność parametrów chodu a stabilność .....   | 91        |
| <b>6. PODSUMOWANIE I WNIOSKI.....</b>  | <b>93</b> |
| LITERATURA.....  | 97        |
| ANEKS .....  | 106       |

## STRESZCZENIE

**Wprowadzenie:** Ogromna część badań naukowych dotyczących analizy chodu i stabilności u ludzi skupia się na znaczeniu kończyn dolnych i miednicy w trakcie poruszania się, pomijając często ruch kończyn górnych. Istotną trudnością w parametryzacji ruchu kończyn górnych jest jego duża zmienność i wysoka złożoność. Ponadto sposób prowadzenia badań i analiz nie jest ujednoczony, przez co można dostrzec wyraźne różnice w praktyce badawczej, stosowanej w laboratoriach analizy ruchu na całym świecie. Obecnie nie istnieją zatem normy, pozwalające odróżnić normalny wymach kończynami górnymi od tego, który jest powiązany z działaniem zewnętrznego zaburzenia na organizm człowieka i wynikającym z tego procesem kontroli i odzyskiwania równowagi. Brakuje także norm, które pozwoliłyby dokonać rozróżnienia pomiędzy osobami zdrowymi, a cierpiącymi na schorzenia narządu ruchu. Analiza stabilności u ludzi, nieuwzględniająca ruchu kończyn górnych jest zatem niekompletna. Przytoczone w pracy piśmiennictwo potwierdza, że czynny wymach kończyn górnych pomaga odzyskać równowagę w chwili jej utraty oraz jest ważnym elementem lokomocji.

**Cel pracy:** Głównym celem prowadzonych badań było opracowanie metody do ilościowej oceny ruchu kończyn górnych oraz zidentyfikowanie wzorców ruchu kończyn górnych powiązanych z wysoką stabilnością dynamiczną u ludzi. Wyróżniono także następujące cele szczegółowe:

- 1) Weryfikacja istniejących oraz opracowanie własnych parametrów do oceny stabilności ciała w warunkach dynamicznych z uwzględnieniem ruchu kończyn górnych
- 2) Opracowanie wartości wzorcowych dla parametrów opisujących ruch kończyn górnych, które będą odzwierciedlać wysoką stabilność dynamiczną
- 3) Określenie wpływu koordynacji międzykończynowej na stabilność ciała
- 4) Określenie warunków zachowania stabilnej postawy i niepodatności na czynniki destabilizujące podczas chodu wykonywanego w różnych warunkach

**Metody:** Badania obejmowały analizę ruchu ludzkiego ciała podczas różnych rodzajów chodu. Ruch ten rejestrowano przy pomocy optoelektronicznego systemu analizy ruchu Vicon oraz platform dynamometrycznych. W badaniach wzięło udział 19 osób dorosłych, nie cierpiących na choroby neurologiczne ani żadne inne schorzenia mogące wpłynąć na stabilność postawy. Na ciała badanych naklejono 37 odblaskowych markerów, a następnie w oprogramowaniu Vicon Nexus zaimplementowano biomechaniczny model całego ciała Plug-in-Gait. Przy pomocy aparatury badawczej mierzono takie parametry jak: prędkość chodu, długość kroku, trajektorie markerów w przestrzeni 3D, wektory siły reakcji podłoża, a także punkt przyłożenia tej siły (COP). Późniejszej obróbki i analizy danych dokonano w oprogramowaniu Mokka oraz Matlab. Informacje o środku masy ciała uzyskano w oparciu o modelowanie kinetyczne z poziomu okna operacji dostępnych w oprogramowaniu Vicon.

Do ilościowej oceny ruchu kończyn górnych sformułowano parametr  $AS_{IA}$  odzwierciedlający amplitudę ich wymachu. Na podstawie literatury obliczono takie parametry jak: odległość pomiędzy środkiem masy ciała zrzutowanym na podłoże a punktem COP oraz odległość pomiędzy linią działania siły reakcji podłoża a środkiem masy ciała w przestrzeni 3D. Wszystkie 3 parametry były normalizowane w czasie względem % cyklu chodu oraz względem wysokości ciała osoby badanej, a ich wartości były wyznaczane osobno dla prawej i lewej strony ciała. Aby zbadać symetrię ruchu dla kończyn górnych i kończyn dolnych, obliczono współczynniki korelacji Pearson'a dla wszystkich 3 parametrów pomiędzy kończyną prawą a lewą.

**Wyniki:** Ze względu na różnice w uzyskiwanych wynikach, badanych podzielono na 2 grupy. Pierwsza grupa stanowi grupę odniesienia, w obrębie której badanych charakteryzuje wysoka symetria ruchu kończyn górnych, gdzie uzyskano następujące wartości współczynnika korelacji Pearson'a dla parametru  $AS_{IA}$  w warunkach chodu normalnego:  $0,872 \pm 0,091$ . Druga grupa obejmuje badanych o wyraźnie niższej symetrii ruchu kończyn górnych. W warunkach chodu normalnego współczynnik korelacji Pearson'a dla tej grupy wynosił:  $0,304 \pm 0,201$ . Wartości korelacji dla parametru  $AS_{IA}$  wynoszące w przybliżeniu 0,5 lub mniej uznano za niską symetrię ruchu kończyn górnych na podstawie wcześniejszych wyników badań własnych. Charakter ruchu kończyn górnych, jego symetria i amplituda wymachu, w istotny sposób zależały od rodzaju wykonywanej czynności ruchowej. Stosunkowo trudnymi zadaniami do wykonania był chód do tyłu oraz chód tandemowy. Podczas wykonywania tych zadań kilku badanych doświadczyło chwilowej utraty równowagi, co skutkowało szybkimi i wysokimi fluktuacjami wybranych parametrów. Badani z grupy pierwszej uzyskali niższe wartości współczynnika korelacji Pearson'a podczas chodu do tyłu (równe  $0,410 \pm 0,355$ ) w porównaniu do chodu normalnego. W przypadku grupy drugiej średnia wartość współczynnika korelacji Pearson'a dla chodu do tyłu (równa  $0,330 \pm 0,949$ ) jest zbliżona jak w przypadku chodu normalnego dla tej grupy, jednak zmienność analizowanych wartości jest znacznie wyższa. Zarówno w pierwszej jak i w drugiej grupie badanych chód do tyłu charakteryzował się największą zmiennością wartości współczynnika korelacji Pearson'a dla parametru  $AS_{IA}$  pomiędzy poszczególnymi osobami, biorąc pod uwagę wszystkie zadania ruchowe. Niska symetria ruchu kończyn górnych jest także charakterystyczna dla chodu tandemowego, gdzie współczynnik korelacji Pearson'a dla parametru  $AS_{IA}$  wynosił odpowiednio  $0,451 \pm 0,278$  w grupie pierwszej oraz  $0,219 \pm 0,170$  w grupie drugiej. Dla obu grup, w chodzie do tyłu oraz w chodzie tandemowym wartości współczynnika korelacji Pearson'a dla parametru COP-COM pozostają wysokie i cechują się małą zmiennością międzyosobniczą, podobnie jak w chodzie z 3 różnymi prędkościami.

Wysoką zmienność pomiędzy badanymi zaobserwowano dla parametru H podczas wykonywania chodu przez przeszkodę, w szczególności wśród badanych z grupy drugiej. Przekraczanie przeszkody angażuje prawą i lewą stronę ciała w odmienny sposób, co odzwierciedlone jest przez znaczne różnice w wartościach wszystkich analizowanych parametrów pomiędzy kończyną prawą a lewą. W grupie

pierwszej, w przypadku, gdy przeszkoda jest ustawiona przed platformą siłową, symetria ruchu kończyn górnych jest najmniejsza spośród wszystkich zadań ruchowych, gdzie średnia wartość współczynnika korelacji Pearson'a dla parametru  $AS_{IA}$  wynosi  $0,263 \pm 0,238$ . Również w grupie drugiej uzyskano wyjątkowo niskie wartości współczynnika korelacji Pearson'a, równe  $0,090 \pm 0,461$  podczas wykonywania tego zadania. Biorąc pod uwagę obie grupy oraz wszystkie zadania ruchowe, chód przez przeszkodę, z przeszkodą ustawioną przed platformą, cechuje także najniższy współczynnik korelacji Pearson'a dla parametru COP-COM, co wskazuje na gorszą symetrię ruchu kończyn dolnych niż w pozostałych zadaniach ruchowych. W obu grupach współczynnik korelacji Pearson'a dla parametru H, podczas chodu przez przeszkodę z przeszkodą ustawioną przed platformą jest niższy niż w przypadku chodu po prostym torze, wykonywanym z 3 różnymi prędkościami czy chodu tandemowego. W drugiej konfiguracji, gdy przeszkoda jest ustawiona za platformą siłową również odnotowano niską symetrię ruchu kończyn górnych. W grupie pierwszej średnia wartość współczynnika korelacji Pearson'a dla parametru  $AS_{IA}$  wyniosła:  $0,414 \pm 0,266$ , natomiast w grupie drugiej:  $-0,030 \pm 1,077$ . Dodatkowo w obu grupach dla tego zadania ruchowego odnotowano najniższą wartość współczynnika korelacji Pearson'a dla parametru H, biorąc pod uwagę wszystkie zadania ruchowe. W grupie pierwszej wartość ta wynosi:  $0,552 \pm 0,263$ , a w grupie drugiej:  $0,641 \pm 0,355$ .

**Wnioski:** Poczynione obserwacje potwierdzają, iż nie istnieje jeden poprawny wzorzec, który opisywałby ruch kończyn górnych podczas chodu u osób zdrowych i zapewniał stabilność dynamiczną. Wśród badanych dostrzeżono istotne różnice w sposobie poruszania kończynami górnymi. U 7 uczestników badania, należących do grupy drugiej, odnotowano niską symetrię ruchu kończyn górnych, która wynikała z mniejszej amplitudy wymachu dla prawej kończyny górnej w stosunku do kończyny lewej. Pomimo niskiej symetrii ruchu kończyn górnych, badani z grupy drugiej nie doświadczali problemów z równowagą podczas wykonywania zadań ruchowych, a ich chód pozostawał stabilny.

Stabilny chód wiąże się z określonym charakterem krzywej dla parametru  $AS_{IA}$  w obu grupach badanych, gdzie charakterystyki te są zależne od % cyklu chodu oraz kinematyki kończyn dolnych, co ma związek z zagadnieniem koordynacji międzykończynowej pomiędzy kończynami górnymi i dolnymi. Największa amplituda wymachu kończyn górnych podczas chodu normalnego i szybkiego następuje w pobliżu chwil uderzenia pięty o podłoże. Dla badanych z grupy pierwszej ma to miejsce w okolicy 50% cyklu chodu zarówno dla prawej jak i lewej kończyny górnej. Natomiast dla grupy drugiej tylko lewa kończyna górna osiąga maksymalną amplitudę wymachu w pobliżu 50% cyklu chodu, z kolei dla prawej kończyny górnej maksymalna wartość parametru  $AS_{IA}$  występuje w 6% cyklu chodu. Niemniej jednak występowanie maksymalnej amplitudy wymachu kończyn górnych w pobliżu chwili uderzenia pięty o podłoże ma tendencję statystyczną w obu grupach, tworząc charakterystyczny stereotyp ruchu kończyn górnych, co sugeruje, że dobra koordynacja międzykończynowa ma istotny wpływ na stabilność ludzkiego ciała podczas chodu.

## ABSTRACT

**Title:** The effect of upper limbs' movement on the dynamic balance of the adult human body.

**Introduction:** The vast majority of scientific research on gait analysis and stability in humans focuses on the importance of the lower limbs during movement, often neglecting the movement of the upper limbs. A significant difficulty in parameterizing the movement of the upper limbs is its high variability and high complexity. Moreover, the method of conducting research and analyzes is not unified, which means that there are sharp differences in the research practice used in laboratories of human movement analysis around the world. Currently, there are no standards to distinguish normal arm swing from that which is associated with the action of an external disturbance on the human body and the resulting process of control and recovery of balance. There are also no standards that would allow distinguishing between healthy people and those suffering from diseases of the musculoskeletal system. An analysis of stability in humans that does not take into account upper limb movement is therefore incomplete. The literature cited in this work confirms that active arm swing helps regain balance when it is lost and is an important element of locomotion.

**Research objective:** The main aim of the study was to develop a method for quantitative assessment of upper limb movement and to identify upper limb movement patterns associated with high dynamic stability in humans. The following specific objectives were also distinguished:

- 1) Verification of existing and development of own parameters for assessing the stability of the human body in dynamic conditions, taking into account the movement of upper limbs
- 2) Determining the reference values for parameters describing the movement of upper limbs, which will reflect high dynamic stability
- 3) Assessing the influence of inter-limb coordination on the stability of the human body
- 4) Defining the conditions for maintaining a stable posture and resistance to destabilizing factors while walking in various conditions.

**Methods:** Laboratory tests included the analysis of the movement of the human body during various types of gait. This movement was recorded using the Vicon optoelectronic motion analysis system and dynamometric platforms. The research involved 19 adults who did not suffer from neurological diseases or any other disorders that could affect postural stability. 37 reflective markers were glued to the subjects' bodies, and then the Plug-in-Gait biomechanical model of the entire body was implemented in the Vicon Nexus software. Using research equipment, parameters such as walking speed, step length, marker trajectories in 3D space, ground reaction force vectors, as well as the point of application of this force (COP) were measured.

Subsequent data processing and analysis were performed in Mokka and Matlab software. Information about the center of mass of the body was obtained based on kinetic modeling from the operations window available in the Vicon software.

To quantitatively assess the movement of the upper limbs, the  $AS_{IA}$  parameter was formulated, reflecting the amplitude of the arm swing. Based on the literature, the following parameters were calculated: the distance between the center of body mass projected on the ground and the COP point as well as the distance between the line of action of the ground reaction force and the center of body mass in 3D space. All three parameters were normalized in time in relation to the % of the gait cycle and in relation to the body height of the examined person, and their values were determined separately for the right and left sides of the body. To examine the symmetry of movement for the upper and lower limbs, Pearson's correlation coefficients were calculated for all 3 parameters between the right and left limbs.

**Results:** Due to differences in results, the subjects were divided into 2 groups. The first group is the reference group, within which the subjects are characterized by high symmetry of movement of the upper limbs. In normal walking the following values of the Pearson correlation coefficient for the  $AS_{IA}$  parameter were obtained:  $0.872 \pm 0.091$ . The second group includes subjects with significantly lower symmetry of upper limb movement. Under normal walking conditions, the Pearson correlation coefficient for this group was:  $0.304 \pm 0.201$ . Correlation values for the  $AS_{IA}$  parameter of approximately 0.5 or less were considered as low symmetry of upper limb movement based on previous research results. The nature of the movement of the upper limbs, its symmetry, and swing amplitude significantly depended on the type of motor activity performed. Relatively difficult tasks to perform were backward walking and tandem walking. While performing these tasks, several subjects experienced a temporary loss of balance, which resulted in rapid and high fluctuations in selected parameters. The subjects from the first group obtained lower values of the Pearson correlation coefficient when walking backward (equal to  $0.410 \pm 0.355$ ) compared to normal walking. In the case of the second group, the average value of the Pearson correlation coefficient for backward walking (equal to  $0.330 \pm 0.949$ ) is similar to that for normal walking for this group, but the variability of the analyzed values is much higher. Backward walking was characterized by the greatest variability in the value of the Pearson correlation coefficient for the  $AS_{IA}$  parameter, taking into account all motor tasks and both groups. Low symmetry of upper limb movement is also characteristic of tandem walking, where the Pearson correlation coefficient for the  $AS_{IA}$  parameter was  $0.451 \pm 0.278$  in the first group and  $0.219 \pm 0.170$  in the second group, respectively. For both groups, in backward walking and in tandem walking, the values of the Pearson correlation coefficient for the COP-COM parameter remain high and are characterized by low inter-individual variability, similar to walking at three different speeds.

High variability between subjects was observed for the H parameter when walking over an obstacle, especially among subjects from the second group. Crossing an obstacle engages the right and left sides of the body differently, which is reflected in



significant differences in the values of all analyzed parameters between the right and left limbs. In the first group, when the obstacle is placed in front of the force platform, the symmetry of the upper limb movement is the lowest among all movement tasks, where the average value of the Pearson correlation coefficient for the  $AS_{IA}$  parameter is  $0.263 \pm 0.238$ . Also in the second group, notably low values of the Pearson correlation coefficient were obtained, equal to  $0.090 \pm 0.461$ , when performing this task. Taking into account both groups and all motor tasks, overcoming an obstacle with an obstacle placed in front of the platform is also characterized by the lowest Pearson correlation coefficient for the COP-COM parameter, which indicates worse symmetry of lower limb movement than in other motor tasks. In both groups, the Pearson correlation coefficient for the H parameter during obstacle walking with an obstacle placed in front of the platform is lower than in the case of walking on a straight track performed at 3 different speeds or tandem walking. In the second configuration, when the obstacle is placed behind the force platform, low symmetry of the movement of the upper limbs was also noted. In the first group, the average value of the Pearson correlation coefficient for the  $AS_{IA}$  parameter was:  $0.414 \pm 0.266$ , while in the second group:  $-0.030 \pm 1.077$ . Additionally, in both groups for this motor task, the lowest value of Pearson's correlation coefficient for the H parameter was obtained, taking into account all motor tasks. In the first group, this value is:  $0.552 \pm 0.263$ , and in the second group:  $0.641 \pm 0.355$ .

**Conclusions:** The obtained results confirm that there is no single correct pattern that would describe the movement of the upper limbs during walking and ensure high dynamic stability. Significant differences were noticed among the subjects in the way they moved their upper limbs. In 7 study participants belonging to the second group, low symmetry of upper limb movement was noted, which resulted from a smaller swing amplitude for the right upper limb compared to the left limb. Despite the low symmetry of movement of the upper limbs, the subjects from the second group did not experience problems with balance while performing motor tasks, and their gait remained stable.

Stable gait is associated with a specific nature of the curve for the  $AS_{IA}$  parameter in both study groups, where these characteristics depend on the % of the gait cycle and the kinematics of the lower limbs, which is related to the inter-limb coordination between the upper and lower limbs. The greatest amplitude of arm swing during normal and fast walking occurs near the heel strike. For participants from the first group, this occurs around 50% of the gait cycle for both the right and left upper limbs. However, for the second group, only the left upper limb reaches the maximum swing amplitude near 50% of the gait cycle, while for the right upper limb, the maximum value of the  $AS_{IA}$  parameter occurs at 6% of the gait cycle. Nevertheless, the occurrence of the maximum amplitude of arm swing near the moment of heel strike has a statistical tendency in both groups, creating a characteristic stereotype of upper limb movement, which suggests that good inter-limb coordination has a significant impact on the stability of the human body during walking.

## WYKAZ STOSOWANYCH SKRÓTÓW

- APS (Arm Profile Score) – wskaźnik ruchu kończyn górnych
- APS (Arm Posture Score) – wskaźnik pozycji kończyn górnych
- AVS (Arm Variable Scores) – wskaźnik zmiennej kinematycznej kończyn górnych
- A-MAP (Arm Movement Analysis Profile) – profil ruchu kończyn górnych w postaci wykresu słupkowego
- GGI (Gillette Gait Index) – wskaźnik chodu Gillette
- GDI (Gait Deviation Index) – wskaźnik jakości chodu
- GPS (Gait Profile Score) – wskaźnik profilu chodu
- ULMDI (Upper Limb Motion Deviation Index) – wskaźnik jakości ruchu kończyn górnych
- 3D (three-dimensional) – trójwymiarowy
- BMI (Body Mass Index) – wskaźnik masy ciała
- COM (Center of Mass) – środek masy ciała
- COP (Center of Pressure) – środek nacisku stop
- FRI (Foot Rotation Indicator) – wskaźnik obrotu stopy
- GCOM (Ground Projection of the Center of Mass) – rzut środka masy na podłoże
- N-HPT (nine-hole peg test) – test zręczności manualnej z wykorzystaniem zestawu 9 patyczków oraz tabliczki z 9 otworami
- MOS (Margin of Stability) – granice stabilności
- RMS (Root Mean Square) – różnica średnio-kwadratowa
- SOT (Sensory Organization Test) – test organizacji sensorycznej
- SVD (Singular Value Decomposition) – rozkład według wartości osobliwych
- xCOM (Extrapolated Center of Mass) – ekstrapolowany środek masy
- ZMP (Zero Moment Point) – punkt momentu zerowego

## **1. WPROWADZENIE**

Ruch i przemieszczanie się są nieodłącznymi elementami ludzkiej egzystencji. Każdy, pojedynczy ruch ciała, jak i wykonywanie przez człowieka bardziej skomplikowanych aktywności takich jak chodzenie, jest wynikiem złożonych procesów angażujących centralny i obwodowy układ nerwowy, mięśnie, kości i stawy (1). Kontrola motoryczna u ludzi zachodzi w oparciu o kompleksowe i skoordynowane wzorce aktywności neuronalnej, które oddziałują na wyżej wymienione układy oraz narządy. Owe schematy pobudzeń pozwalają człowiekowi na stabilne przemieszczanie się i koordynację ruchową. Rytm chodu jest kontrolowany za pośrednictwem sygnałów pochodzących z rdzenia kręgowego i wybranych części mózgu, a także przy pomocy informacji zwrotnych z receptorów czuciowych zlokalizowanych w mięśniach, stawach oraz skórze kończyn górnych i kończyn dolnych (2). Chodzenie jest zatem złożonym procesem, gdzie pojedyncze ruchy określonych części ciała mogą być realizowane w zróżnicowany sposób w zależności od osoby. Oprócz zmienności międzyosobniczej, parametry opisujące ilościowo chód podlegają także zmienności pomiędzy poszczególnymi krokami czy próbami badawczymi. Stopień zmienności występującej we wzorcu chodu odzwierciedla jakość kontroli nerwowo-mięśniowej u ludzi. Niewielka zmienność wskazuje na lepszą kontrolę nerwowo-mięśniową i wysoką stabilność chodu (3). Stabilne chodzenie i umiejętność kontroli równowagi są niezwykle ważne w życiu każdego człowieka, ponieważ zapewniają one bezpieczną lokomocję oraz niezależność w wykonywaniu wszelkich czynności dnia codziennego.

### **1.1. Uzasadnienie podjęcia tematu**

Prawidłowa i precyzyjna ocena stabilności stanowi kluczową rolę podczas prowadzonej terapii ruchowej (4). Określenie wrażliwości organizmu człowieka na zaburzenie równowagi, przy zachowaniu stabilnej postawy ciała jest złożonym zagadnieniem, trudnym w diagnostyce, gdyż zależy od wielu czynników. Każdy człowiek posiada inną zdolność zachowania stabilnej postawy ciała, co jest uwarunkowane genetycznie oraz środowiskowo. Istotne znaczenie mają także przebyte choroby i urazy, które mogą w nawet w znacznym stopniu upośledzać zmysł równowagi.

Kontrola stabilności u ludzi dokonywana jest w oparciu o bodźce zewnętrzne oraz sygnały sensoryczne docierające z błędnika (zlokalizowanego w uchu wewnętrznym), narządu wzroku oraz receptorów czucia głębokiego, informujących o przyjętej pozycji ciała (5; 6). Zaburzenie któregokolwiek z wymienionych powyżej układów organizmu może prowadzić do zaburzeń stabilności. W obecnych czasach z problemami w zachowaniu stabilnej postawy i ich konsekwencjami boryka się bardzo wielu ludzi. Jest to problem społeczny, występujący na szeroką skalę i jest on związany przede wszystkim ze starzeniem się społeczeństwa. Według raportu Światowej Organizacji Zdrowia liczba osób na całym świecie w wieku 60 lat oraz starszych

wynosiła 900 milionów w 2015 roku. Przewiduje się, że do roku 2050 populacja ta wzrośnie do 2 miliardów (7). Istnieje jednak niewiele dowodów na to, że osoby starsze przeżywają dziś swoje późniejsze lata w lepszym zdrowiu niż ich rodzice. Choć w ciągu ostatnich 30 lat wskaźniki ciężkiej niepełnosprawności spadły w krajach o wysokich dochodach, nie nastąpiła przy tym żadna znacząca poprawa w zakresie niepełnosprawności od lekkiej do umiarkowanej. Z biologicznego punktu widzenia starzenie się jest skutkiem nagromadzenia wielu różnorodnych uszkodzeń molekularnych i komórkowych w czasie. Prowadzi to do stopniowego spadku wydolności fizycznej i umysłowej, zwiększając ryzyko chorób. Typowe stany w starszym wieku obejmują utratę słuchu, zaćmę, bóle pleców i szyi, zapalenie kości i stawów, przewlekłą obturacyjną chorobę płuc, cukrzycę i demencję. W wielu przypadkach osoby starsze doświadczają kilku schorzeń w tym samym czasie. W związku z powyższym u osób starszych obserwuje się gwałtowny spadek zdolności do utrzymania stabilnej postawy, co często prowadzi do upadków (8). Większość upadków występuje w trakcie poruszania się i niektóre z nich mogą być tragiczne w skutkach. W konsekwencji pacjenci są narażeni na uszkodzenia tkanek miękkich, złamania kości, zwichnięcia stawów oraz urazy głowy. U osób starszych poważny upadek może nawet doprowadzić do śmierci. Nawet w sytuacji, gdy upadki nie powodują poważniejszych obrażeń, mogą one doprowadzić do stanów lękowych, zmniejszonej aktywności ruchowej czy nieprawidłowej postawy ciała. Z powyższych względów wczesne wykrycie zaburzeń równowagi jest bardzo istotne, aby móc chronić zdrowie i zapewnić bezpieczeństwo pacjenta. Podjęty problem badawczy jest zatem ważnym zagadnieniem w dziedzinie medycyny i fizjoterapii .

Drugą grupą osób, u których występują problemy z kontrolą stabilności postawy są dzieci. Trudności te często są powiązane z problemami neurologicznymi wieku rozwojowego np. takimi jak: mózgowie porażenie dziecięce (9; 10), ale także wadami wzroku (11) czy innymi schorzeniami, np. związanymi z tkanką łączną, jakim jest hipermobilność stawów (12). W przypadku, gdy bodźce wzrokowe są ograniczone percepcja własnego ruchu staje się mniej precyzyjna. Badania przeprowadzone przez Rogge'a i współautorów (11) wykazały, że dzieci niewidome oraz z uszkodzonym narządem wzroku charakteryzuje intensywniejsze kołysanie tułowiem oraz krótszy czas stania na jednej kończynie dolnej w porównaniu do dzieci zdrowych, które podczas testów miały zasłonięte oczy. Obserwacje te sugerują zaburzenie kontroli postawy. Problemy z utrzymaniem równowagi pojawiają się nie tylko w próbach statycznych, ale też w warunkach dynamicznych ze zmieniającym się obszarem podparcia stóp. Zarówno wśród dzieci z wadami wzroku jak i cierpiących na mózgowie porażenie dziecięce obserwuje się wydłużenie fazy podwójnego podparcia podczas chodu (9; 10; 11). Obie grupy pacjentów wykazują zmiany stereotypu chodu: prędkość ruchu ulega zmniejszeniu, a długość kroku podlega skróceniu w porównaniu z grupą kontrolną dzieci zdrowych. Hsue i in. (9) oraz Sharifmoradi i in. (10) prowadzili badania nad wpływem mózgowego porażenia dziecięcego na zdolność kontroli równowagi podczas chodu. Kryterium oceny stabilności jakie zastosowali badacze w obu pracach był pomiar przesunięcia punktów COM (ang. center of mass – środek masy ciała) oraz COP (ang. center of pressure – środek nacisku stóp). Większość wyników jest zgodna i

świadczy o tym, że dzieci cierpiące na porażenie obustronne (diplegię) oraz połowicze (hemiplegię) wykazują większe przemieszczenie punktów COM i COP w kierunku bocznym oraz mniejsze przemieszczenie obu punktów w kierunku przednio-tylnym w porównaniu z dziećmi zdrowymi. Zwiększone przemieszczenie COM i COP w kierunku bocznym może powodować nadmierne kołysanie się ciała, co jest szczególnie niebezpieczne podczas fazy pojedynczego podporu, ponieważ może prowadzić do upadków w trakcie przemieszczania się. Z kolei zredukowane przemieszczenie COM i COP w kierunku przednio-tylnym oznacza, że dzieci z porażeniem mózgowym nie są w stanie przemieścić środka masy ciała ani środka nacisku stóp tak daleko jak dzieci zdrowe, u których rozwój przebiega prawidłowo. Fakt ten jest najprawdopodobniej związany ze słabą kontrolą w stawie skokowym i biodrowym, a także spowodowaną osłabioną pracą mięśni podeszwy stopy oraz prostowników bioder. Jedynym aspektem, w którym Hsue i in. (9), a Sharifmoradi i in. (10) uzyskali odmienne rezultaty było przemieszczenie punktu COM w kierunku pionowym. Wyniki uzyskane przez Sharifmoradi'ego sugerują, że dzieci zdrowe i dzieci z mózgowym porażeniem uzyskują podobne wartości przemieszczenia punktu COM w kierunku pionowym. Z kolei według Hsue'a wartości te są większe u dzieci cierpiących na porażenie mięśni. Druga sytuacja jest bardziej prawdopodobna, ponieważ diplegia i hemiplegia skutkuje zmienionym stereotypem chodu, gdzie obserwuje się nadmierne zgięcie w stawie kolanowym, co może powodować zanik mechanizmu kontroli pomiędzy stawem kolanowym a skokowym podczas fazy podparcia. Wówczas stawy te nie współpracują ze sobą prawidłowo, co destabilizuje trajektorię COM oraz zwiększa amplitudę jego ruchu. U dzieci ze stwierdzoną hipermobilnością stawów również odnotowuje się zaburzenia w kontroli równowagi podczas chodu (12). W porównaniu do grupy kontrolnej dzieci z hipermobilnością stawów cechuje mniejsza stabilizacja głowy oraz tułowia, co jest odzwierciedlone przez intensywniejsze ruchy tych części ciała. Z punktu widzenia stabilności stabilizacja głowy podczas chodzenia jest istotna, ponieważ znajduje się w niej układ wzrokowy i przedsionkowy. Układy te są odpowiedzialne za wykrywanie utraty równowagi i pozwalają na kontrolę stabilności tułowia w kierunku bocznym (13).

Badanie stabilności posturalnej u ludzi jest z punktu widzenia diagnostyki trudnym zadaniem, gdyż większość spośród wykorzystywanych w medycynie testów daje niepełny obraz badanej zdolności koordynacyjnej (4). W obrębie dostępnych metod wyróżnić można testy jakościowe oraz testy ilościowe. Testy jakościowe mają charakter subiektywny, przez co nie dają one pełnej możliwości w ocenie stopnia zaawansowania zaburzeń czy porównania wyników badań dla różnych grup pacjentów. Testy te są również mało wrażliwe na zmiany u pacjenta, następujące np. wskutek leczenia lub postępu choroby. Wynik badania uzyskuje się w formie dodatniej bądź ujemnej, gdzie dodatni wynik oznacza występowanie zaburzeń, natomiast wynik ujemny to brak odchyleń od umownie przyjętej normy.

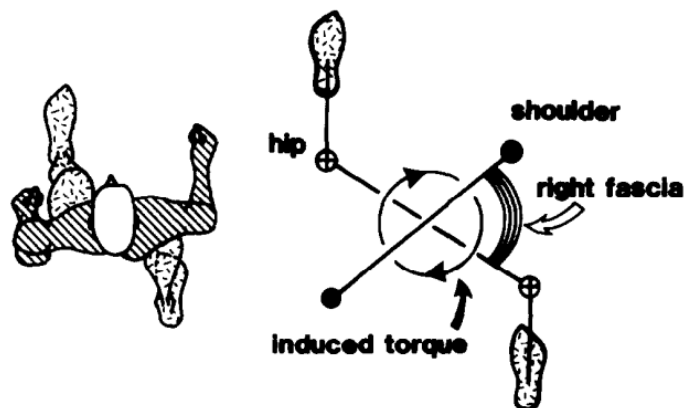
Dużo większą dokładnością cechują się testy ilościowe. Dają one mierzalne wyniki diagnostyczne, przez co ich wartość kliniczna jest zdecydowanie większa w porównaniu z testami jakościowymi. Dzięki testom ilościowym możliwe jest stwierdzenie progresji zaburzeń, a także dokładna obserwacja postępu rehabilitacji.

J. Błaszczyk podkreśla, że opracowanie skutecznej metody diagnostycznej o charakterze ilościowym pozwoliłoby na wczesne wykrywanie zaburzeń układu równowagi, jeszcze w okresie bezobjawowym (8). Z kolei szybka diagnoza, połączona z ukierunkowaną rehabilitacją może zmniejszyć negatywne skutki niewydolności oraz poprawić sprawność zarówno u osób starszych jak i u młodych pacjentów.

Niniejsza praca skupia się na analizie ruchu kończyn górnych podczas chodu, ponieważ wielu autorów podkreśla (14; 15; 16; 17; 18), że wymach ramionami odgrywa bardzo istotną rolę w zachowaniu stabilności dynamicznej. Zgodnie z piśmiennictwem (19) ruch kończyn górnych spełnia dwa zasadnicze zadania:

- wspiera kontrolę równowagi,
- pomaga zoptymalizować wydatek energetyczny w trakcie poruszania się.

U osób zdrowych chód składa się z cyklicznych, naprzemiennych ruchów kończyn górnych oraz kończyn dolnych, co pomaga zrównoważyć moment pędu generowany w dolnej części ciała (20; 21). Niektórzy autorzy (19) sugerują, że polepszenie koordynacji międzykończynowej może przyczynić się do normalizacji momentu pędu, a w konsekwencji do poprawy wzorca chodu. Ponadto dobrze skoordynowane ruchy kończyn górnych i kończyn dolnych mogą prowadzić do zmniejszenia wydatku energetycznego podczas chodu (22). Powyższe rozumowanie jest również zasadne z punktu widzenia tzw. mechanizmu „spinal engine” (23; 24), gdzie kręgosłup jest traktowany jako napędowy mechanizm przekładniowy, wspomagający lokomocję u ludzi i zwierząt poprzez jego naprzemiennie wyginanie w płaszczyźnie czołowej. W trakcie chodu, po oderwaniu stopy od podłoża kręgosłup wykonuje ruch rotacyjny w przeciwnym kierunku, aby móc rozpocząć kolejny cykl chodu. Więzadła kręgosłupa wydłużają się biernie podczas ruchu oddając nagromadzoną energię. Jest ona następnie wykorzystywana do przyspieszonego przemieszczania obręczy biodrowej i barkowej w ich naprzemiennym ruchu. Rotacyjne, naprzemiennie ruchy obręczy barkowej i biodrowej, wraz z łączącym je kręgosłupem stanowią podczas chodu układ oscylacyjny. W układzie tym może być gromadzona i oddawana energia ruchu, przyczyniając się do zmniejszenia energii lokomocji. Energia ta może być gromadzona w aparacie więzadłowym kręgosłupa (25).



Rys.1. Wzajemne położenie obręczy barkowej oraz biodrowej podczas chodu (24).

Istotną trudnością w określeniu standardów dla ruchu kończyn górnych jest jego duża zmienność i wysoka złożoność (26). W związku z powyższym w świecie nauki nie powstała jeszcze powszechnie zaakceptowana miara, która mogłaby w sposób ilościowy określić koordynację międzykończynową. Temat ten nie jest jeszcze w pełni rozpoznany i wymaga dalszych badań. Zgodnie z aktualnymi doniesieniami naukowymi (15) wciąż nie wiadomo, jaki sposób wymachu ramionami podczas chodu zapewnia największą stabilność dynamiczną.

## **1.2. Definicja równowagi i stabilności ludzkiego ciała**

W literaturze naukowej, dotyczącej zagadnień biomechaniki, stabilność rozumiana jest jako odporność ciała na zakłócenie równowagi (27). Natomiast równowagę autorzy definiują jako stan ciała, w którym suma sił na nie działających i momentów tych sił są równe zero. Szersza definicja stanu równowagi, obowiązująca w literaturze z zakresu mechaniki (28), wyjaśnia, że w dowolnym przestrzennym układzie sił działających na ciało sztywne równowaga jest zachowana w przypadku, gdy geometryczna suma tych sił jest równa zero oraz gdy geometryczna suma momentów tych sił względem dowolnego punktu jest także równa zero.

W języku angielskim istnieje wyraźne rozróżnienie pomiędzy równowagą mechaniczną (ang. equilibrium) a równowagą kliniczną (ang. balance). Rozróżnienie to nie występuje jednak w języku polskim, co może prowadzić do nieporozumień w świecie nauki. Autorzy prac naukowych w języku angielskim stosują zamiennie pojęcia takie jak: kontrola postawy ciała (ang. postural control), stabilność postawy (ang. postural stability), równowaga (postural balance, balance) i uważają je za tożsame (27). W badaniach stabilności równowaga jest zatem rozumiana jako zdolność utrzymania stabilnej postawy ciała przez człowieka.

W przypadku ruchu ludzkiego ciała w sytuacji zmieniającego się obszaru podparcia stóp równowaga mechaniczna rozpatrywanego układu nie jest zachowana. Podczas chodu i innych czynności ruchowych pojawiają się niezrównoważone siły i momenty sił działające na organizm człowieka. W literaturze istnieje wiele metod oceny stabilności (4). Większość testów jest jednak dedykowana tylko do czynności ruchowych, gdzie obszar podparcia stóp nie zmienia się, np. w teście quiet standing, czy w próbie wychylenia ciała do tyłu, bądź do przodu. Z kolei opracowań naukowych na temat stabilności w warunkach dynamicznych ze zmiennym obszarem podparcia stóp ukazało się zdecydowanie mniej. Opracowanie dynamicznego indeksu oceny stabilności (ang. Dynamic Gait Index, Dynamic Postural Stability Index) jest trudnym problemem naukowym, który nie jest jeszcze w pełni rozpoznany i wymaga dalszych badań (29). Analizując stabilność ludzkiego ciała, w warunkach dynamicznych bądź statycznych, możliwe są dwa sposoby podparcia: za pomocą jednej stopy lub obu stóp. W przypadku stania na obu stopach lub fazy dwupodporowej podczas chodu figura podparcia jest zdefiniowana jako obszar pomiędzy obiema stopami (30).

Kolejnym istotnym elementem w analizie stabilności chodu jest wyznaczenie szeregu parametrów pozwalających określić zdolność człowieka do kontroli równowagi, a także oszacować ryzyko wystąpienia upadku. Wśród tych parametrów wymienić należy: odległość punktu przyłożenia siły (COP) od rzutu środka masy ciała człowieka na podłoże (GCOM – Ground Projection of the Center of Mass), odległość rzutu środka masy od figury podparcia stóp, wartość siły reakcji podłoża, zakresy kątów w stawach, rotacja-uniesienie stopy (wartość kąta pomiędzy każdą ze stóp a podłożem), prędkości i przyspieszenia poszczególnych punktów ciała, a także relacje między nimi. W literaturze naukowej za stabilny wzorzec chodu uznaje się taki, w którym nie dochodzi do upadku (31).

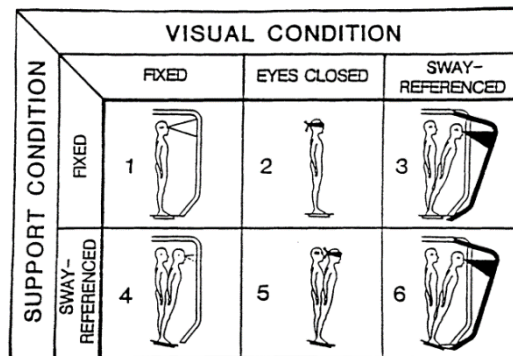
### **1.3. Zdolność do kontroli równowagi**

Stabilność postawy u ludzi zależy od szeregu czynników środowiskowych jak i indywidualnych cech jednostki. Przebyte urazy czy choroby w znacznym stopniu upośledzają zdolności pacjenta do kontroli równowagi w trakcie poruszania się (29; 32; 33). Pacjenci, u których stwierdzono chorobę Parkinsona bądź stwardnienie rozsiane, uzyskują gorsze wyniki w ocenie stabilności w porównaniu z osobami zdrowymi (34; 35). Prawidłowe działanie zmysłu równowagi może zostać również zakłócone przez przyjmowanie substancji psychoaktywnych, takich jak alkohol (36; 37; 38). Stan upojenia alkoholowego prowadzi do pogorszenia funkcji odbierania i przetwarzania bodźców mechanicznych przez człowieka, takich jak dotyk, wibracje, rozciąganie. Fakt ten związany jest z rolą, jaką pełnią w organizmie człowieka mechanoreceptory. Komórki te odpowiadają za odbiór bodźców zewnętrznych, gdzie wystarczająco duży potencjał receptorowy generuje impuls nerwowy. W przypadku zatrucia alkoholem proces powstawania impulsu nerwowego w neuronie czuciowym jest wydłużony, co skutkuje tym, że impuls ten dociera do ośrodkowego układu nerwowego z opóźnieniem. Alkohol upośledza również integrację sygnałów z różnych systemów czuciowych w strukturze mózdzku zwanej robakiem.

Dla kontroli równowagi szczególnie istotna jest praca receptorów skórnych oraz receptorów mięśni i stawów. Oprócz odbierania informacji z otaczającego środowiska mięśnie stabilizują ciało człowieka i stanowią czynną część narządu ruchu. Siła mięśni ma zatem istotny wpływ na kontrolę równowagi w trakcie poruszania się. W przypadku schorzeń upośledzających funkcje czynnościowe mięśni, takich jak dystrofia miotoniczna, chorzy doświadczają trudności zachowaniu stabilnej postawy podczas chodu oraz podczas wchodzenia czy schodzenia ze schodów (29). Postępujący zanik mięśni w znacznym stopniu utrudnia aktywną kontrolę postawy. Zdolność do kontroli równowagi jest również osłabiona, gdy dochodzi do zmęczenia mięśni wskutek długotrwałego wysiłku. W pracy Lepersa i współautorów (39) uwzględniono aktywności takie jak bieganie oraz jazda na rowerze. W badaniach wzięło udział 9 osób o wysokim stopniu wytrenowania, w tym 4 biegaczy i 5 triathlonistów. Pomiaru zdolności do kontroli równowagi dokonano w oparciu o test SOT (ang. Sensory



Organization Test), który przebiega w sześciu różnych warunkach sensorycznych. Podczas wykonywania pierwszego zadania pacjent ma otwarte oczy, a podłoże, na którym stoi, jest stabilne. W drugim zadaniu podłoże pozostaje stabilne, natomiast pacjent musi zamknąć oczy. W zadaniu trzecim badany ma otwarte oczy, podłoże jest stabilne, natomiast ruchome jest otoczenie wzrokowe. W kolejnej próbie otoczenie wzrokowe jest nieruchome, podłoże porusza się, a pacjent ma oczy otwarte. W kolejnym etapie zdolność do zachowania równowagi badana jest na niestabilnym podłożu z zamkniętymi oczami. W ostatnim zadaniu pacjent ma oczy otwarte, natomiast podłoże i otoczenie wzrokowe podlegają ruchom zgodnym z ruchami pacjenta.



Rys.2. Sześć warunków badania Sensory Organization Test (39).

W pierwszej części badań wszyscy uczestnicy mieli za zadanie przebiec 25 km, a następnie ukończyć test SOT. Średnia długość trwania biegu wynosiła 1 h 44 min. W drugiej części badań zmieniono rodzaj analizowanej aktywności fizycznej, a ćwiczenie zostało wykonane tylko przez triathlonistów. Sportowcy jeździli na rowerze stacjonarnym, po czym także wykonywali test SOT. Czas trwania jazdy na rowerze był taki sam jak czas biegu. Wyniki badań wykazały, że zdolność człowieka do zachowania stabilnej postawy zmniejszyła się po wysiłku, z pewnymi różnicami w zależności od rodzaju wykonywanego ćwiczenia. Analiza sensoryczna unaoczniała, że badani mniej efektywnie odbierali bodźce zewnętrzne po biegu niż po jeździe na rowerze. Wynik ten był szczególnie widoczny, gdy sportowcy wykonywali zadanie piąte, wchodzące w skład testu SOT. W tej części testu uczestnicy badania mieli zamknięte oczy, a podłoże, na którym stali było niestabilne. Zmysł wzroku odgrywa zatem również bardzo istotną rolę w zachowaniu stabilnej postawy ciała, czego dowodem są wyniki uzyskane dla zadania 5 oraz 6. W zadaniu 6 ruchom podlega zarówno podłoże jak i otoczenie wzrokowe. W warunkach sensorycznych 5 i 6 układ przedsionkowy był jedynym potencjalnym źródłem odniesienia, informującym mózg o orientacji przestrzennej ciała w stosunku do powierzchni ziemi. Z tego względu w tych warunkach badani mieli duże trudności w zachowaniu stabilności. Badania o zbliżonej tematyce, opisanej powyżej, prowadził także A. Nardone i współautorzy. W pracy (40) badano kołysanie ciała podczas próby stania z oczami otwartymi oraz z oczami zamkniętymi. Za pomocą platform dynamometrycznych analizowano ścieżkę punktu COP oraz powierzchnię, obejmującą przemieszczenia punktu COP. Testy prowadzono po uprzednim zmęczeniu mięśni u badanych poprzez wykonanie takich ćwiczeń jak chód na bieżni oraz

pedałowanie na rowerze stacjonarnym. Każde ćwiczenie wykonywano zarówno w warunkach męczących, tzn. powyżej progu beztlenowego, jak i niemęczących. Próg beztlenowy to najwyższy poziom intensywności treningu, który można utrzymać przez dłuższy czas bez znacznego wzrostu stężenia mleczanu we krwi. Kiedy próg beztlenowy zostanie przekroczony, wzrasta metabolizm beztlenowy i rozpoczyna się wzrost stężenia mleczanu we krwi, co powoduje sztywnienie mięśni. Proces ten ma wpływ na stabilność postawy, co odzwierciedlają wyniki uzyskane przez A. Nardone i współautorów (40). Po męczących ćwiczeniach na bieżni zaobserwowano znaczny wzrost kołysania ciała w stosunku do wartości sprzed ćwiczeń. Zwiększenie wartości analizowanych parametrów było widoczne w obu warunkach wizualnych i utrzymywało się do około 15 min od zakończenia ćwiczenia. Zmęczenie mięśni wywołało również wzrost średniej częstotliwości oscylacji punktu COP zarówno w kierunku bocznym jak i przednio-tylnym, przy czym większe oscylacje zaobserwowano w kierunku bocznym. Z kolei męczące ćwiczenia na rowerze stacjonarnym nie wpłynęły w sposób znaczący na zdolność do kontroli równowagi. W przypadku obu ćwiczeń o niskim poziomie intensywności nie zaobserwowano znaczącego wzrostu analizowanych parametrów.

Liczne prace dowodzą jak ważny jest wpływ narządu wzroku na stabilność posturalną (40; 41; 42). W pracach tych obserwuje się spadek zdolności do kontroli równowagi podczas prób, w których badani mają oczy zamknięte. W stanach zmęczenia mięśni udział bodźców wzrokowych nabiera ogromnego znaczenia. Autorzy pracy (43) wnioskują, że w pewnym stopniu wzrok może kompensować negatywny wpływ zmęczenia mięśni łydek na stabilność. Celem przytoczonych badań była ocena zdolności adaptacyjnych człowieka do zmiennych warunków wizyjnych w dwóch stanach: w stanie zmęczenia mięśni oraz bez zmęczenia. Gdy badani ze zmęczonymi mięśniami łydek otwierali oczy, ich zdolność do kontroli postawy ulegała znacznej poprawie. Uzyskiwali wówczas podobne wartości analizowanych parametrów do osób, które nie miały zmęczonych mięśni. Oznacza to, że badani wykorzystywali nowo dostępne informacje wzrokowe, aby natychmiastowo poprawić stabilność. Istotna różnica w wynikach była widoczna dopiero wtedy, gdy uczestnicy badania zamykali oczy. Wówczas zmęczenie mięśni powodowało niekorzystny wzrost prędkości punktu COP oraz większe wychwiania punktu COP.

Zaburzenia widzenia bądź całkowita utrata wzroku powodują ogromne zmiany w życiu człowieka. Niewidomi i ludzie niedowidzący muszą w większym stopniu korzystać z informacji somatosensorycznych i przedsionkowych, aby zachować stabilną postawę. Sleuwenkoek i współautorzy (44) dostrzegają, że dzieci z dysfunkcjami wzroku chodzą sztywno i niepewnie oraz wykazują trudności z utrzymaniem stabilnej postawy. Natomiast Pogrund i Rosen (45) dostrzegają, że u dzieci z wrodzoną ślepotą występują anomalnie postawy, takie jak odchylenie tułowia do tyłu. Ponadto osoby z utratą wzroku są bardziej narażone na upadki (46). Ludzie ze ślepotą wrodzoną bądź nabytą we wczesnym okresie życia potrafią lepiej zaadaptować się do otaczającej ich przestrzeni niż osoby, które straciły wzrok jako dorośli (47). Moment utraty wzroku oraz przyczyny zaburzeń widzenia mają zatem istotny wpływ na chód i stabilność postawy. M. Jureczko i współautorzy sprawdzili, jaki wpływ na kontrolę równowagi ma stopień zaburzeń narządu wzroku. Badania zostały przeprowadzone dla czterech grup:

grupy kontrolnej, pacjentów z umiarkowanym upośledzeniem wzroku, pacjentów częściowo niewidomych oraz osób z całkowitą ślepotą wrodzoną. Testy wykonano przy użyciu platform stabilograficznych i mierzono takie parametry jak: ścieżka punktu COP, prędkość punktu COP oraz powierzchnia obejmująca przemieszczenia punktu COP. Wyniki badań wykazały, że istnieje związek pomiędzy wadą wzroku pacjenta a jego stabilnością postawy. W przeważającej liczbie prób osoby bez zdiagnozowanych wad wzroku uzyskiwały niższe wartości analizowanych parametrów niż osoby z poważnym uszkodzeniem wzroku. Nie zaobserwowano jednak istotnej różnicy w wynikach pomiędzy grupą kontrolną, a osobami z umiarkowanymi zaburzeniami widzenia.

Masa ciała również istotnie wpływa na stabilność posturalną. W pracy (48) G. Handrigan i współautorzy porównywali wyniki wśród osób o normalnym BMI, osób z nadwagą oraz otyłością. Za pomocą platform siłowych zmierzono przemieszczenia punktu COP. U osób o zwiększonym BMI punkt COP doznawał większych przemieszczeń. Również prędkość ruchu punktu COP była widocznie większa w przypadku osób otyłych, co skutkowało zwiększonym kołysaniem ciała u osób z nadwagą i otyłością. Dzięki dużej utracie masy ciała możliwa jest poprawa kontroli postawy i stabilności u ludzi. W przytoczonych badaniach (48) osoby o wysokim stopniu otyłości przeszły operację bariatryczną, dzięki czemu schudły średnio 66.9 kg. Natomiast pacjenci z nadwagą przeszli modyfikację diety, co pozwoliło im stracić średnio 11.7 kg. W obu tych grupach zaobserwowano lepsze wyniki prowadzonych testów.

Kolejnym czynnikiem jaki rzutuje na zdolność do kontroli równowagi jest wiek. Procesom starzenia towarzyszy postępujące zwyrodnienie wszystkich układów czynnościowych i anatomicznych (8). Wzrok, słuch, siła mięśni i ogólny stan zdrowia pogarszają się wraz z wiekiem. Prowadzi to do zaburzeń w funkcjonowaniu układu ruchu człowieka oraz trudności w zachowaniu stabilnej postawy. Problem ten dotyczy aż 14% populacji w wieku 50-60 lat. W kolejnej grupie wiekowej w przedziale 60-70 lat zaburzeniami stabilności dotkniętych jest 22% ludzi. Natomiast w grupie osób mających 80 lat trudności w zachowaniu stabilnej postawy obserwuje się aż u 33% badanych (49). W związku z tym, że ludzie na całym świecie żyją coraz dłużej, w społeczeństwach wzrasta liczba osób w podeszłym wieku (7). Zjawiska takie jak utrata równowagi oraz ryzyko wystąpienia upadku są zatem istotnym problemem społecznym.

#### **1.4. Przegląd istniejących metod badawczych do oceny stabilności ludzkiego ciała**

Szeroko rozpowszechnioną metodą badań do oceny stabilności w warunkach statycznych, gdzie obszar podparcia stóp nie podlega zmianie, jest posturografia (34). Badanie wykonywane jest w pozycji stojącej, z użyciem specjalnych platform i systemu komputerowego. Przy pomocy platform posturograficznych dokonuje się pomiaru położenia punktu COP, który odzwierciedla środek nacisku stóp. Rejestracji podlega: odległość środka nacisku stóp od krawędzi obszaru podparcia, trajektoria, wychylenia i

oscylacje punktu COP oraz długość drogi, jaką przemierza punkt COP (ang. path length). Zaburzenia stabilności przekładają się na wydłużenie tej drogi, co obserwuje się w grupie starszych ludzi (8).

W diagnostyce zaburzeń postawy niezmiernie istotną rolę odgrywa precyzja, dokładność i rzetelność wyników uzyskiwanych przy pomocy stosowanej aparatury badawczej (50). J. Błaszczyk zwraca uwagę, że posturografia, pomimo jej powszechnego użycia, ma pewne wady (34). Do tej pory nie opracowano uniwersalnych standardów dla testów posturograficznych. Ocena postawy opiera się głównie na czasoprzestrzennych pomiarach punktu COP, zarejestrowanych podczas próby stania w swobodnej pozycji wyprostowanej (quiet stance). Charakterystyki te są silnie zależne od stanu technicznego laboratorium oraz od postępowania i dokładności badacza w wykonywaniu poszczególnych czynności, składających się na eksperyment naukowy. W konsekwencji czynniki takie jak: częstotliwość próbkowania punktu COP, długość próby oraz ilość przeprowadzonych prób mogą istotnie wpływać na uzyskiwane rezultaty. Wielkości opisujące punkt COP są podatne na zniekształcenia, takie jak szum i digitalizacji sygnału, co często prowadzi do niemożności porównania wyników z różnych laboratoriów. Wyniki takie nie są zatem wiarygodnym źródłem w ocenie stabilności. Platformy sił reakcji podłoża oraz urządzenia baropodometryczne są jednak wciąż najczęściej stosowanymi systemami diagnostyki w Polsce i na świecie. Istnieje wiele różnych publikacji (51; 52; 53), w których sygnał z platform stanowi podstawę w badaniach stabilności i analizie ruchu człowieka.

Ocena zdolności do kontroli równowagi u ludzi jest znacznie trudniejsza w warunkach dynamicznych, w sytuacji zmieniającego się obszaru podparcia stóp. Przedstawione powyżej metody do oceny stabilności w warunkach statycznych nie znajdują już tutaj zastosowania, a w świecie nauki nie istnieje jeden złoty standard do oceny stabilności w warunkach dynamicznych. Naukowcy używają różnych metod badawczych i pomiarowych, co przedstawiono poniżej.

Jedną z prostszych i bardziej podstawowych metod do analizy chodu człowieka jest akcelerometria (42; 54). W metodzie tej na ciele pacjenta umieszcza się czujniki zawierające scalone przetworniki akcelerometryczno-żyroskopowe. J. Golec i współautorzy (54) wykorzystują akcelerometrię jako samodzielną metodę do oceny symetrii chodu, którą powiązali ze zdolnością człowieka do zachowania równowagi. Jest to jednak metoda pośrednia, a przedstawiony sposób analizy nie pozwala wychwycić chwilowej utraty równowagi przez człowieka czy określić zdolności do kontroli równowagi w sposób ilościowy. Szerszej analizy dokonał Alberts i współautorzy (42), przeprowadzając badania przy jednoczesnym użyciu dwóch odrębnych metod pomiaru. Oceny równowagi dokonano w oparciu o system NeuroCom. Badani pacjenci mieli za zadanie ukończyć test SOT, przy czym byli oni jednocześnie wyposażeni w urządzenie iPad2. Urządzenie to ma wbudowany żyroskop oraz akcelerometr i zostało umieszczone na pacjencie za pomocą specjalnego pasa na wysokości kości krzyżowej badanej osoby. W pozycji stojącej takie umiejscowienie zapewniało położenie urządzenia możliwie blisko przybliżonemu położeniu środka masy ciała pacjenta. Przyspieszenie liniowe urządzenia było rejestrowane za pomocą

trójosiowego czujnika przyspieszenia, natomiast rotacja iPada2 była mierzona przez trójosiowy żyroskop. Celem opisywanych badań było ustalenie, czy stabilność postawy ciała człowieka można w dokładny i jednoznaczny sposób określić na podstawie danych z urządzenia iPad2. Porównywano następujące wartości zmierzone przy pomocy dwóch różnych metod: przyspieszenie środka masy ciała oraz zmianę jego położenia. Wyniki badań pokazują dużą zgodność w wartościach uzyskanych przy pomocy systemu NeuroCom oraz urządzenia iPad2. Istotnym ograniczeniem jest fakt, że testy zostały przeprowadzone jedynie na osobach zdrowych, bez stwierdzonych schorzeń o charakterze neurologicznym, czy wad postawy. W badaniach nie analizowano sytuacji, w których pacjent utracił stabilność, przez co upadek pacjenta nie podlegał rejestracji. Autorzy pracy podkreślają, że pomimo wysokiej dokładności i precyzji testu SOT wykonywanego z zastosowaniem systemu NeuroCom, metoda ta ma szereg ograniczeń jako narzędzie pracy w klinicznej ocenie pacjentów ze względu na jej rozmiar, koszt, brak mobilności oraz konieczność przeprowadzenia specjalistycznego szkolenia pracowników. Jako metody zapewniające największą niezawodność i dokładność w ocenie równowagi autorzy podają platformy dynamometryczne oraz ilościowe trójwymiarowe systemy analizy ruchu Motion Capture.

Systemy analizy ruchu, wyposażone w system wizyjny oraz platformy dynamometryczne, mają duży potencjał w badaniach stabilności ludzkiego ciała, ponieważ pozwalają na dokładną rejestrację ruchu, a także wyznaczenie położenia i prędkości środka masy ciała oraz środka nacisku stóp. Ponadto możliwa jest rejestracja wartości i kierunku siły reakcji podłoża oraz określenie obszaru podparcia stóp. W oparciu o niniejszą metodę K. Terry i współautorzy (55) oraz L. Hak i współautorzy (56) opisali parametr, służący do opisu równowagi ciała człowieka: granice stabilności (MOS – margin of stability). Parametr ten obliczany jest na podstawie położenia i prędkości środka masy ciała człowieka oraz położenia punktu przyłożenia siły reakcji podłoża (COP). Do obliczeń granic stabilności (margin of stability) wykorzystuje się maksymalną wartość COP, co jest bezpośrednio związane z konturem, utworzonym przez obrys podparcia stóp. W pracy (55) wielkość ta została przybliżona jako położenie markera umieszczonego z boku stopy, w pobliżu piątej kości śródstopia. Uzyskanie danych o położeniu poszczególnych markerów było możliwe dzięki zastosowaniu trójwymiarowego systemu analizy ruchu Vicon. Autorzy podkreślają, że istnieje konieczność przeprowadzenia dalszych badań, ze względu na przyjęte uproszczenia modelu oraz stosowane przybliżenia. Przeprowadzając walidację modelu matematycznego nie wyznaczono położenia środka masy całego ciała, lecz przypisano go do położenia markera umieszczonego na wysokości miednicy. Podczas prawidłowego chodu, bez zewnętrznych czynników destabilizujących, rzut środka miednicy oraz rzut środka masy całego ciała na płaszczyznę podparcia mają podobne położenie. Jednak w sytuacji, gdy dochodzi do utraty stabilności uproszczenie to nie jest zasadne.

L. Hak i współautorzy również wykorzystują system analizy ruchu w badaniach nad stabilnością ludzkiego ciała. Badania przeprowadzono przy pomocy systemu CAREN, który jest specjalnym środowiskiem komputerowego wspomaganie rehabilitacji. System ten zawiera kamery Vicon śledzące ruchy markerów w przestrzeni

trójwymiarowej. W pracy (56) zbadano wpływ częstotliwości oraz długości kroku u osób po udarze na zdolność utrzymania stabilnej postawy. Pacjenci po udarze są osobami, u których występuje zwiększone ryzyko upadku podczas poruszania się, ze względu na bardziej intensywne przemieszczenia, jakich doznaje środek masy ciała. Dodatkowym czynnikiem utrudniającym stabilizację postawy są trudności w prawidłowym ułożeniu stopy, co ma istotny wpływ na kształt i rozmiar obszaru podparcia stóp. Autorzy pracy podają iż, równowagę podczas chodu można zmierzyć w sposób ilościowy za pomocą miary nazywanej granicami stabilności. W zależności od zespołu badawczego parametr ten jest różnie definiowany. W przeciwieństwie do K. Terry'ego i współautorów (55), L. Hak i współautorzy (56) nie uwzględniają punktu COP w przedstawianych rozważaniach, natomiast badacze ci określają granice stabilności jako wielkość do pomiaru poziomu równowagi ciała człowieka podczas wykonywania różnych zadań dynamicznych, zależną od położenia i prędkości środka masy ciała, figury podparcia stóp, a także od odległości ekstrapolowanego środka masy od granic, wyznaczonych przez kontur figury podparcia. Ekstrapolowany środek masy (xCOM) wyrażony jest za pomocą prędkości i położenia środka masy ciała (szerszy opis parametru znajduje się w podrozdziale 1.5.3 na str. 28. Granice stabilności określane są zarówno w kierunku bocznym jak i przednio-tylnym. Autorzy wyznaczyli położenie środka masy ciała na podstawie czterech markerów, umieszczonych na prawym i lewym kolcu biodrowym przednim oraz prawym i lewym kolcu biodrowym tylnym. Autorzy zaznaczają, że uproszczenie to może powodować, iż uzyskiwane wyniki będą obarczone błędami. W pracy wykazano, że granice stabilności dla osób po udarze i dla osób zdrowych zależą w podobny sposób od prędkości, częstotliwości i długości kroku. Pacjenci po udarze mają jednak ograniczone zdolności do regulacji swych granic stabilności ze względu na ograniczoną możliwość do zwiększenia częstości kroków.

### **1.5. Ocena stabilności w warunkach dynamicznych podczas chodu**

Stabilność podczas chodu definiuje się jako zdolność utrzymania stabilnej postawy lub powrotu do tej postawy bez zmiany istniejącego sposobu podparcia, gdy zadziała zewnętrzne lub wewnętrzne zaburzenie (57). Ocena stabilności podczas chodu jest złożonym zagadnieniem, gdyż zależy od wielu czynników wewnętrznych, charakteryzujących badaną jednostkę oraz od czynników zewnętrznych, określających oddziaływanie środowiska na ciało człowieka. Obecne metody badawcze nie dają możliwości kompleksowego zbadania wpływu wszystkich tych czynników na stabilność posturalną w trakcie poruszania się. Działanie losowego, zewnętrznego wymuszenia na organizm człowieka prowadzi do zachwiania układu, co przyczynia się do utraty równowagi, co zwiększa ryzyko wystąpienia upadku.

### 1.5.1. Kontrola postawy wg. At L. Hof'a

At L. Hof (58) zaproponował zestaw równań, które opisują ruch ludzkiego ciała. Istnieją 3 wielkości wejściowe tych równań, gdyż w trakcie poruszania się ciało człowieka poddane jest działaniu trzech sił zewnętrznych: sile ciężkości, sile reakcji podłoża oraz dowolnej, innej sile zewnętrznej (58). Każda z tych wielkości jest traktowana jako osobny mechanizm, dzięki któremu człowiek może utrzymać równowagę. Poniżej zapisano równanie momentów dla modelu ludzkiego ciała, składającego się z  $n$  segmentów. Momenty sił obliczane są względem punktu  $COM'$ , który jest rzutem środka masy ciała na płaszczyznę podłoża.

$$\begin{aligned} & (\mathbf{r}_{COP} - \mathbf{r}_{COM'}) \times \mathbf{F}_G + (\mathbf{r}_E - \mathbf{r}_{COM'}) \times \mathbf{F}_E + \sum_{i=1}^n \{(\mathbf{r}_i - \mathbf{r}_{COM'}) \times m_i \mathbf{g}\} \\ & = \sum_{i=1}^n \{(\mathbf{r}_i - \mathbf{r}_{COM'}) \times m_i \mathbf{a}_i\} + \sum_{i=1}^n I_i \alpha_i \end{aligned}$$

Lewa strona równania przedstawia momenty sił zewnętrznych. Z kolei prawa strona opisuje momenty sił wynikających z przyspieszeń danych segmentów ciała.  $\mathbf{F}_G$  oznacza siłę reakcji podłoża, a  $r_{COP}$  określa położenie punktu COP, będącym punktem przyłożenia tej siły. Punkt COP leży na płaszczyźnie podłoża, stąd jego współrzędne są następujące:  $(x_{COP}, 0, z_{COP})$ .  $F_E$  jest dodatkową siłą zewnętrzną działającą na organizm człowieka. Wartości  $r_i$ ,  $m_i$ ,  $a_i$ ,  $I_i$  oraz  $\alpha_i$  oznaczają odpowiednio: położenie środka masy, masę, przyspieszenie, masowy moment bezwładności względem osi obrotu oraz przyspieszenie kątowe dla  $i$ -tego segmentu.

Powyższe równanie można uprościć poprzez zastąpienie sumy, zawierającej położenia i przyspieszenia poszczególnych segmentów na położenia i przyspieszenia globalnego środka masy ciała. Moment pochodzący od siły ciężkości będzie wówczas równy zeru, ponieważ linia działania siły przechodzi przez punkt  $COM'$ . Równanie przyjmie następującą postać:

$$\begin{aligned} & (\mathbf{r}_{COP} - \mathbf{r}_{COM'}) \times \mathbf{F}_G + (\mathbf{r}_E - \mathbf{r}_{COM'}) \times \mathbf{F}_E \\ & = (\mathbf{r}_{COM} - \mathbf{r}_{COM'}) \times m \mathbf{a}_{COM} + I_{body} \alpha_{COM} + \dot{\mathbf{H}} \end{aligned}$$

Wielkości  $\mathbf{r}_{COM}$ ,  $\mathbf{a}_{COM}$  oraz  $\alpha_{COM}$  opisują położenie, przyspieszenie liniowe oraz przyspieszenie kątowe środka masy ciała człowieka.  $I_{body}$  oznacza moment bezwładności całego ciała względem osi obrotu, przechodzącej przez środek masy.  $\dot{\mathbf{H}}$  jest pochodną momentu pędu po czasie. Pochodna momentu pędu jest liczona względem środka masy całego ciała i przyjmuje następującą postać:

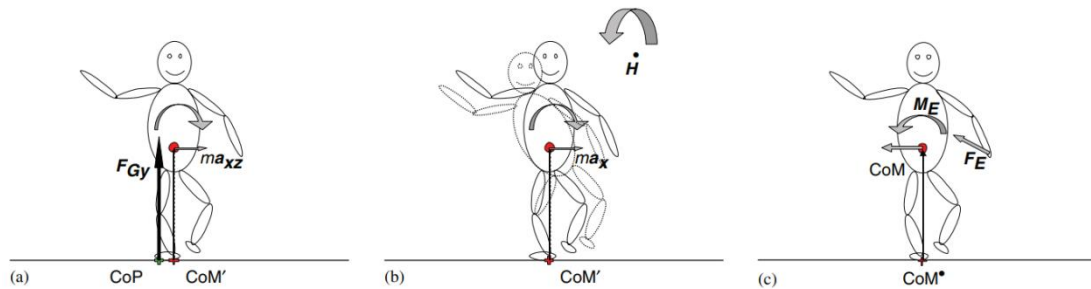
$$\dot{\mathbf{H}} = \sum_{i=1}^n \{(\mathbf{r}_i - \mathbf{r}_{COM}) \times m_i (\mathbf{a}_i - \mathbf{a}_{COM})\} + \sum_{i=1}^n I_i (\alpha_i - \alpha_{COM})$$

Aby rozważyć mechanizmy zachowania stabilności należy najpierw uporządkować równanie momentów. Wyrażenie  $\dot{\mathbf{H}}$  zostanie przeniesione na lewą stronę

tak, aby po prawej stronie znajdowały się tylko wielkości opisujące przyspieszenia środka masy:

$$\begin{aligned} (\mathbf{r}_{COP} - \mathbf{r}_{COM'}) \times \mathbf{F}_G - \dot{\mathbf{H}} + (\mathbf{r}_E - \mathbf{r}_{COM'}) \times \mathbf{F}_E \\ = (\mathbf{r}_{COM} - \mathbf{r}_{COM'}) \times m\mathbf{a}_{COM} + I_{body}\alpha_{COM} \end{aligned}$$

Po lewej stronie równania widoczne są trzy wyrażenia, określane jako wejścia układu. Wejścia te pozwalają zidentyfikować odpowiadające im mechanizmy zachowania stabilności. Pierwszy mechanizm dotyczy przesunięcia punktu COP. Drugi mechanizm jest odzwierciedlony przez pochodną momentu pędu po czasie i jest on nazywany mechanizmem kontr-rotacji (ang. counter-rotation). Ostatni, trzeci mechanizm związany jest z zastosowaniem dodatkowej siły zewnętrznej (Rys. 3).



Rys.3. Trzy mechanizmy zachowania stabilności; a) mechanizm przesunięcia punktu COP, b) mechanizm kontr-rotacji, c) mechanizm dodatkowej siły zewnętrznej (58).

Pierwszy mechanizm zachowania stabilności polega na tym, że punkt COP może zostać w pewnym zakresie przesunięty w wyniku działania siły mięśni. Ruch punktu COP odbywa się tylko w obrębie figury podparcia stóp. Człowiek realizuje ten mechanizm stosując kilka strategii, takich jak: strategia kostki czy postawienie dodatkowego kroku. W strategii kostki pobudzenie nerwowe wywołujące aktywność elektryczną rozpoczyna się w mięśniach stawu skokowego, po czym stopniowo pobudzane są kolejne mięśnie: mięśnie ud, a następnie mięśnie tułowia (59). Taki sposób aktywacji mięśni wywołuje kompensacyjne momenty obrotowe w stawach skokowych obu kończyn dolnych, co umożliwia odzyskanie stanu równowagi. Strategię tę nazwano strategią kostki, gdyż zachowanie stabilnej postawy jest możliwe dzięki ruchom ciała głównie wokół osi stawów skokowych.

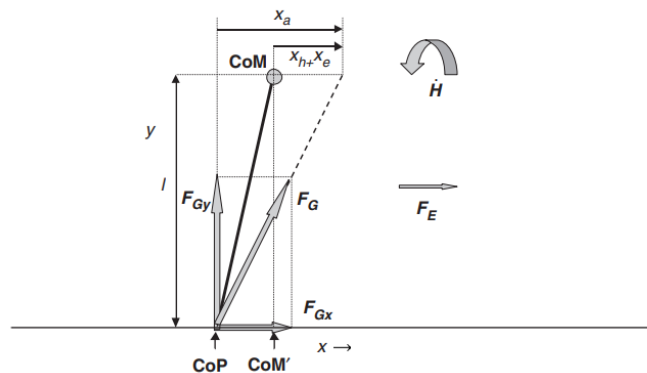
Istnieją warunki, w których mechanizm przesunięcia punktu COP może być niewystarczający do zachowania stabilności postawy. Jest to widoczne, gdy figura podparcia ma zbyt małą powierzchnię, aby objąć wymagane położenie punktu COP. W sytuacjach tych człowiek może zachować stabilność w inny sposób, a mianowicie stosując mechanizm kontr-rotacji. Mechanizm ten polega na obrocie wybranych części ciała względem globalnego środka masy. Zgodnie z zasadą zachowania momentu pędu pozostałe części ciała muszą obrócić się w kierunku przeciwnym do wcześniej obranego kierunku ruchu. Mechanizm kontr-rotacji przejawia się w ruchach ramion lub nóg, co jest widoczne podczas balansowania na wąskich podporach, takich jak belki (60). W sytuacji tej w celu zachowania stabilnej postawy człowiek generuje momenty sił



mięśniowych w stawie biodrowym nogi będącej w powietrzu, w stawach barkowych oraz w szyi. Momenty te działają we współpracy z momentami sił mięśniowych drugiego stawu biodrowego. Moment generowany w stawie biodrowym nogi podpartej pośrednio reguluje poziomą składową siły reakcji podłoża poprzez zmianę położenia środków ciężkości segmentów ciała, co wpływa na zmianę kierunku siły reakcji. Strategia biodra, opisana szerzej w pracy (59), należy zatem do typu mechanizmu kontr-rotacji. Strategia ta pozwala zachować stabilność poprzez ruchy ciała w obrębie stawu biodrowego. Aktywowane są wówczas grupy mięśni tułowia i uda, które są antagonistyczne w stosunku do mięśni stawu skokowego.

Zastosowanie siły zewnętrznej jest trzecim mechanizmem kontroli stabilności. W ramach tej strategii człowiek wykorzystuje dodatkowe elementy stabilizujące. Przykładem może być opieranie się o ścianę lub trzymanie się poręczy.

W przypadku, gdy stabilność jest zapewniona tylko poprzez pierwszy mechanizm, linia działania siły reakcji podłoża zawsze przechodzi przez środek masy ciała. Zasada ta nie jest spełniona, gdy człowiek wykorzystuje dodatkowo mechanizm drugi lub trzeci. Wówczas wartość  $x_a$  nie jest już równa odległości  $x_{COM} - x_{COP}$ . Pozioma odległość środka masy od linii działania siły reakcji wynosi  $x_h + x_e$ . Wartość parametru  $x_h$  jest uzależniona od pochodnej momentu pędu policzonego względem środka masy ciała po czasie, natomiast  $x_e$  odnosi się do dodatkowej siły zewnętrznej, działającej na organizm człowieka. Aby określić, jaki udział w kontroli postawy ma mechanizm kontr-rotacji, należy wyznaczyć pochodną momentu pędu po czasie, a następnie wartość parametru  $x_h$ . Na Rys.4 pokazano schemat obliczeniowy dla płaszczyzny xy. Analogicznie można również obliczyć wartości tych parametrów w płaszczyźnie yz.



Rys.4. Udział poszczególnych mechanizmów w procesie kontroli równowagi (58).

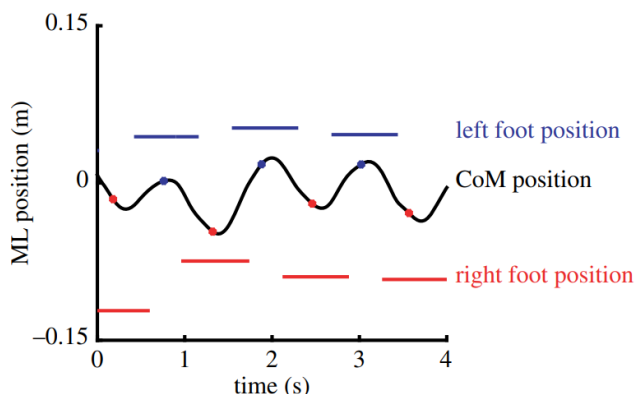
Postawy przyjmowane przez człowieka oraz wykonywane przez niego aktywności ruchowe często angażują więcej niż tylko jeden typ mechanizmu zachowania stabilności. Wyniki badań A.L. Hof'a (58) pokazują, że pewne czynności wymagają użycia mechanizmu pierwszego i drugiego w zbliżonych proporcjach. Do czynności tych należy kołysanie tułowiem w płaszczyźnie czołowej oraz stanie na dwóch kończynach dolnych z kończynami górnymi opuszczonymi swobodnie wzdłuż tułowia. Mechanizm kontr-rotacji jest natomiast dominujący podczas próby utrzymania stabilności przy pomocy ruchów ramion oraz podczas stania na wąskiej belce. Strategia

przesunięcia punktu COP jest nadrzędnym mechanizmem podczas naprzemiennego przenoszenia ciężaru ciała z lewej stopy na prawą.

### **1.5.2. Rola środka masy ciała w kontroli równowagi**

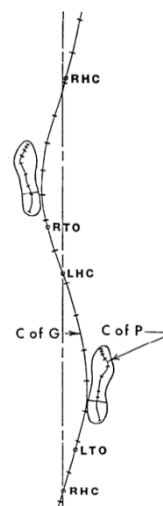
Podczas chodu środek masy ludzkiego ciała przez większość czasu znajduje się poza figurą podparcia, co stanowi wyzwanie dla zachowania stabilności, szczególnie gdy na ciało człowieka działają dodatkowe czynniki destabilizujące. Stabilny chód, wymaga zatem kontroli położenia środka masy ciała względem figury podparcia. Figurę podparcia w trakcie chodu tworzą te części stóp, które w danej chwili dotykają podłoża. Podczas fazy pojedynczego podporu znaczna część masy ciała znajduje się nad małym obszarem podparcia, ograniczonym do powierzchni jednej ze stóp. W konsekwencji małe odchylenia od idealnego ułożenia ciała (zmiana położenia poszczególnych segmentów) mogą powodować powstanie momentów sił, które z kolei mają wpływ na odsunięcie środka masy od obszaru podparcia (31). W sytuacji tej człowiek jest szczególnie narażony na upadki.

W płaszczyźnie strzałkowej środek masy ciała przemieszcza się poza obszar podparcia w trakcie powtarzających się faz pojedynczego podporu. W związku z tym ludzki chód wymaga większej kontroli ze strony ośrodkowego układu nerwowego. Zwraca się uwagę na utrzymanie stabilności w płaszczyźnie czołowej, ponieważ pionowy rzut środka masy na płaszczyznę podparcia przemieszcza się w kierunku bocznej krawędzi stopy podpartej (61), co może prowadzić do utraty stabilności w kierunku środkowo-bocznym (62). Modele obliczeniowe wskazują, że w celu zachowania stabilności dynamicznej człowiek musi aktywnie regulować wzajemne położenie środka masy oraz bocznej krawędzi figury podparcia (63). Jest to możliwe poprzez kontrolowanie ruchu środka masy ciała albo poprzez kontrolę położenia stopy kończyny dolnej, będącej w fazie wymachu, która zakreśli kolejny obszar podparcia w trakcie chodu (64).



Rys. 5a. Trajektoria środka masy w kierunku przyśrodkowo-bocznym oraz położenie prawej i lewej stopy w trakcie normalnego, niezakłóconego chodu (31);

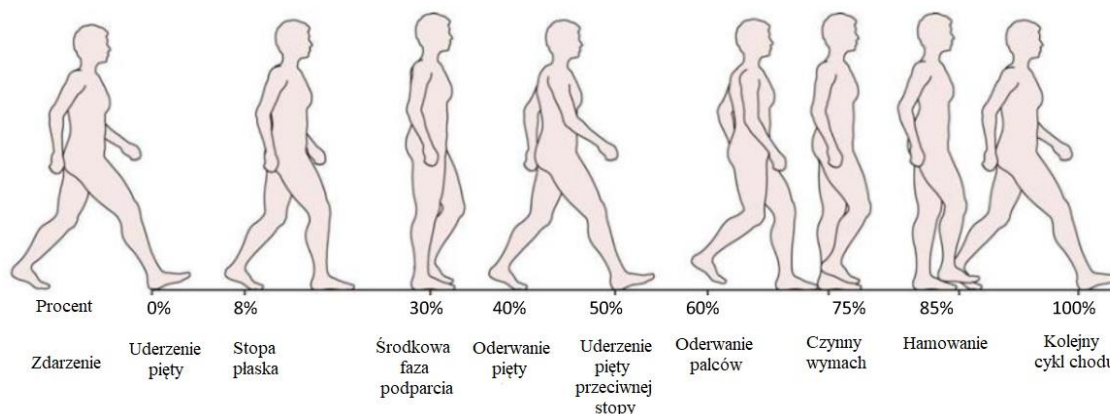
**oznaczenia:** ML – kierunek przyśrodkowo-boczny, time – czas, left foot position – pozycja lewej stopy, CoM position – położenie środka masy ciała, right foot position – pozycja prawej stopy.



Rys. 5b. Ruch środka masy oraz pozycja punktu COP dla stopy podpartej (61);

**oznaczenia:** C of G – środek ciężkości, C of P – środek nacisku stóp RHC – right heel contact, LHC – left heel contact, RTO – right toe off, LTO – left toe off

Na Rys.5a na linii odzwierciedlającej trajektorię środka masy ciała widoczne są kolorowe punkty, które oznaczają położenie środka masy w trakcie środkowej fazy podparcia (ang. midstance; fazy chodu pokazano na Rys.6). Po wystąpieniu środkowej fazy podparcia środek masy ciała zaczyna przemieszczać się w kierunku drugiej stopy, która za chwilę stanie się nową stopą podporową. Pod koniec fazy podporowej, gdy następuje oderwanie pięty od podłoża, a następnie oderwanie palców, prędkość środka masy ciała zyskuje maksymalną wartość (65). Po osiągnięciu przez środek masy prędkości maksymalnej dochodzi do umieszczenia drugiej stopy na podłożu.



Rys.6. Poszczególne fazy składające się na cykl chodu (66).

Kontrola stabilności chodu u ludzi występuje dzięki skoordynowaniu bocznego położenia stopy z dynamiką środka masy ciała. Biorąc pod uwagę powyższy wniosek

nadal istnieje wiele pozycji, w których człowiek może umieścić stopę. Ostatecznie szerokość pojedynczego kroku jest dobierana w taki sposób, aby zminimalizować energetyczny koszt poruszania się (31).

### 1.5.3. Parametry do ilościowej oceny stabilności

Posiłkując się literaturą naukową, w niniejszej pracy wyróżniono 3 istotne parametry do oceny stabilności w warunkach dynamicznych. Są to: ekstrapolowany środek masy (xCOM), punkt momentu zerowego (ZMP) oraz wskaźnik obrotu stopy (FRI). Stabilność dynamiczna jest określana jako związek kinematyczny pomiędzy stanem środka masy ciała (tzn. jego położeniem oraz prędkością względem punktu chwilowego podparcia), a analitycznie wyznaczonym obszarem stabilności (67).

Autorzy pracy (30) definiują obszar podparcia jako maksymalny zakres wychyleń punktu COP. Rejestracji danych dokonuje się przy użyciu systemu FootScan lub platform dynamometrycznych. Poprzez późniejsze przetwarzanie danych obszar podparcia zostaje przybliżony jako figura złożona z połączonych ze sobą prostych odcinków. U żywych organizmów odczyt pozycji COP może być zróżnicowany ze względu na sposób pracy mięśni, przez co figura podparcia może przyjmować odmienną geometrię. A. L. Hof i współautorzy podkreślają, że w celu poprawnego sformułowania warunków stabilności w sytuacjach dynamicznych należy poddać analizie także prędkość środka masy, gdyż badanie samego położenia środka masy jest w tym przypadku niewystarczające. Nawet jeśli rzut środka masy ciała zawiera się w obszarze podparcia stóp, możliwym jest że, człowiek nie utrzyma stabilnej postawy ze względu na wartość i kierunek prędkości środka masy, w przypadku gdy kierunek wektora prędkości o dużej wartości będzie odbiegał od obszar podparcia stóp. Możliwa jest także odwrotna sytuacja. Jeżeli rzut środka masy ciała leży poza figurą podparcia, jednak wektor jego prędkości jest skierowany w kierunku zarysu stóp, wówczas równowaga może zostać osiągnięta.

Biorąc pod uwagę zarówno prędkość jak i położenie środka masy ciała możliwe jest sformułowanie dynamicznego kryterium do oceny stabilności. W literaturze naukowej parametr ten nazywany jest ekstrapolowanym środkiem masy ciała (30), a jego położenie jest liczone zgodnie z poniższym wzorem:

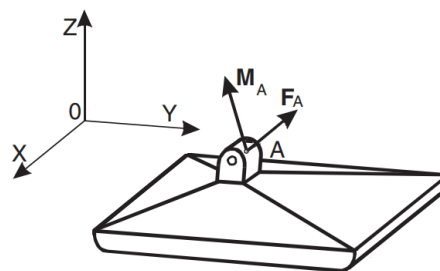
$$X_{COM} = x_0 + \frac{v_0}{\omega_0}$$

gdzie  $x_0$  oznacza położenie środka masy,  $v_0$  oznacza prędkość środka masy, natomiast czynnik  $\omega_0$  jest zależny od wartości przyspieszenia ziemskiego oraz od długości kończyny dolnej, której długość liczona jest od stawu skokowego do środka masy ciała. Wartość  $\omega_0$  oblicza się w następujący sposób:

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{l}}$$

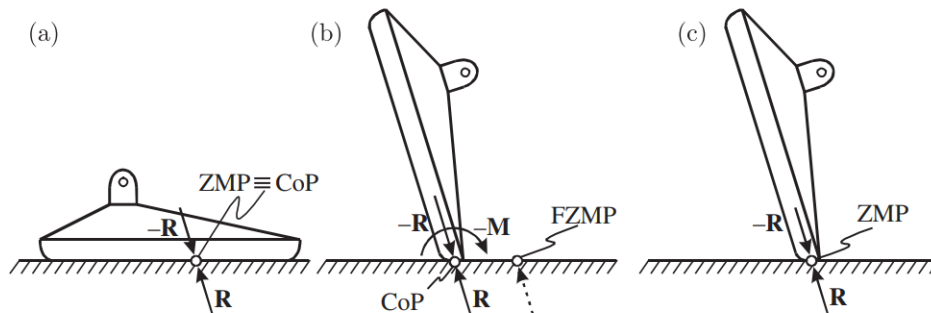
A. L. Hof wraz ze współautorami (30) twierdzą, że w celu zachowania stabilności układu punkt xCOM musi być położony w obszarze, jaki jest zakreślony przez figurę podparcia pomiędzy stopami. W sytuacji gdy położenie punktu xCOM wyjdzie poza figurę podparcia, układ staje się niestabilny i powstaje ryzyko upadku. Aby zachować stabilną postawę podczas poruszania się, człowiek musi zmienić obszar podparcia poprzez wykonanie kroku i postawienie stopy w odpowiednim miejscu lub poprzez kontrolę położenia środka masy ruchami tułowia lub kończyn górnych.

Kolejnym istotnym narzędziem w badaniach stabilności dynamicznej jest hipoteza Punktu Momentu Zerowego (ZMP). Istnieją jednak różne definicje ZMP, które być może z powodu braku jednoznacznych wytycznych nie zawsze są jasno sformułowane, co z kolei budzi wątpliwości w środowisku naukowym (68). W pracach (67; 68) położenie punktu COP i ZMP jest traktowane jako tożsame. Natomiast M. Vukobratovic i B. Borovac dokonują rozróżnienia pomiędzy tymi dwoma pojęciami (69). Według autorów ZMP jest punktem, w którym oddziaływanie podłoża na stopę jest zredukowane do jednej siły oraz pionowej składowej momentu  $M_z$  (orientację układu współrzędnych przedstawiono na Rys.7). W przypadku gdy układ pozostaje w równowadze położenie ZMP pokrywa się z położeniem COP (Rys. 8a). Natomiast w przypadku gdy układ jest poddany działaniu zaburzeń, punkty te mają odmienne położenie (Rys. 8b).



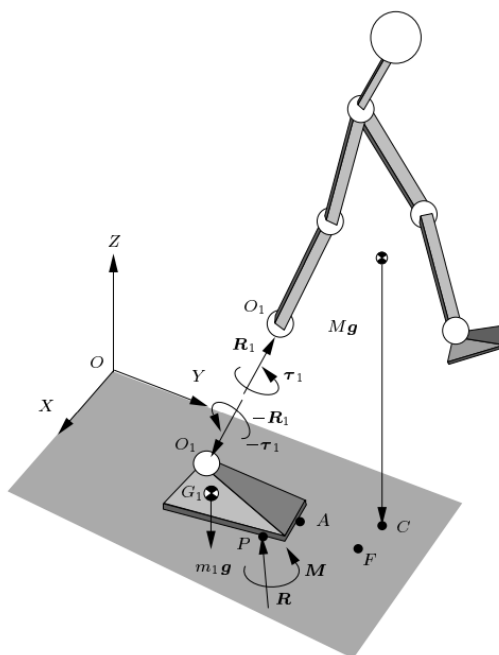
Rys.7. Orientacja układu współrzędnych z oznaczeniem siły  $F_A$  oraz momentu siły  $M_A$ , jakie działają na staw skokowy (69).

Człowiek jest zdolny do zachowania stabilnej postawy podczas poruszania się, jeśli jego ciało pozostaje w stanie równowagi, bądź jeśli równowaga ta zostanie przywrócona w przypadku jej wcześniejszego utracenia. Rozpatrując jako układ kontaktującą się stopę z podłożem poziome składowe wszystkich aktywnych momentów można skompensować poprzez zmianę położenia siły reakcji  $R$ , w obrębie obszaru podparcia stopy. Dlatego składowe te mogą przesunąć siłę reakcji podłoża do odpowiedniego położenia w celu zrównoważenia dodatkowego obciążenia. Jeśli jednak obszar podparcia nie jest wystarczająco duży, aby objąć pożądane położenie siły  $R$  zapewniające zrównoważenie momentów zewnętrznych, wówczas siła  $R$  będzie działać tylko na krawędź stopy. Nieskompensowana część poziomej składowej momentu reakcji powodować będzie obrót stopy wokół jej krawędzi, co może doprowadzić do przewrócenia się. Z kolei pionowa składowa momentu jest w ogólnym przypadku różna od zera i można ją skompensować dzięki odpowiedniej dynamice całego układu.



Rys.8. Wzajemne położenie punktu COP i ZMP: a) w stanie równowagi z płaskim położeniem stopy, b) w przypadku braku równowagi, pod działaniem dodatkowego momentu zewnętrznego, c) w stanie równowagi o małej powierzchni podparcia (69).

Istotną rolę w ocenie stabilności chodu pełni hipoteza wskaźnika obrotu stopy. W pracy (68) A. Goswami wprowadza nowy parametr, który jest stosowany do analizy chodu robotów dwunożnych, podczas fazy pojedynczego podporu. Autor definiuje punkt FRI jako punkt kontaktu stopy z podłożem, w którym moment wypadkowy oddziałujący na stopę jest prostopadły do powierzchni styku. W przeciwieństwie do punktu COP, punkt FRI może opuścić aktualny obszar podparcia. Wówczas pojawia się niezrównoważony moment oddziałujący na stopę, który jest tym większy im większa jest odległość punktu FRI od granicy obszaru podparcia. Aby utrzymać stopę w danej pozycji, bez jej obrotu, punkt FRI powinien mieścić się wewnątrz figury podparcia. Parametr FRI jest zatem pomocnym narzędziem przy szacowaniu wartości niezrównoważonego momentu w stopie oraz może określać rotację stopy ze zdefiniowaniem kierunku obrotu.

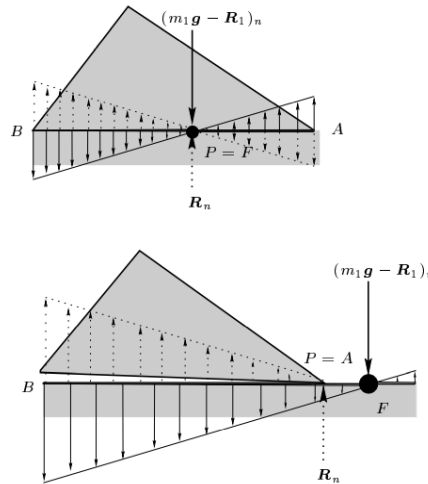


Rys.9. Oznaczenie sił, momentów i poszczególnych punktów podczas chodu w fazie pojedynczego podporu: C - rzut środka masy na podłoże, P - COP, F - FRI, A - granica obszaru podparcia stopy (68).

Całkowity moment sił w punkcie A, leżącym na granicy obszaru podparcia stopy, jest wyrażony jako:

$$M_A = AF \times (m_1 g - R_1),$$

przy czym wartość momentu jest proporcjonalna do odległości pomiędzy punktem A oraz F (FRI). Jeżeli punkt FRI znajduje się wewnątrz obszaru podparcia to moment  $M_A$  wynosi 0. W innym wypadku, gdy FRI opuści obszar podparcia moment  $M_A$  będzie niezrównoważony, co spowoduje obrót stopy (Rys. 10).



Rys.10. Wartości momentów oddziałujących na stopę w zależności od położenia punktu FRI (F), oznaczenie n odnosi się do składowej normalnej (68).

## 1.6. Rola kończyn górnych w procesie kontroli równowagi

Ogromna część badań naukowych dotyczących analizy chodu i stabilności u ludzi skupia się na znaczeniu kończyn dolnych w trakcie poruszania się, pomijając ruch kończyn górnych (56) (70; 71; 72; 73; 74). W pracach (70; 71) zastosowano uproszczony model ludzkiego ciała, w którym głowa, ramiona i tułów traktowane są jako 1 element o nazwie HAT (ang. H – head, A – arms, T – trunk), posiadający tylko 1 masę. Natomiast w większości przytoczonych publikacji (56; 72; 73) nie uwzględniono górnych części ciała na etapie przygotowań do badania, obejmujących naklekanie markerów na ciało człowieka. Wyjątkiem jest praca (74), w której autorzy stosują model całego ciała, z uwzględnieniem głowy, ramion i przedramion, jednakże ruch tych segmentów nie podlega parametryzacji czy opisowi liczbowemu. E.T. Hsiao-Wecksler i S.N. Robinovitch dostrzegają ruch kończyn górnych w procesie odzyskiwania równowagi, niemniej ruch ten nie podlega analizie. Większą wagę temu zagadnieniu poświęcają S.M. Bruijn i współautorzy (75), jednakże badacze ograniczają się do testów porównawczych pomiędzy kontrolą równowagi, gdzie ruch kończyn górnych jest możliwy oraz sytuacją, w której kończyny górne są unieruchomione poprzez zamocowanie pasa na wysokości miednicy. Istotną trudnością w zastosowaniu modelu całego ciała, uwzględniającego nie tylko kończyny dolne i miednicę, ale też tułów,

głową, ramiona, przedramiona i ręce jest brak norm dla matematycznego opisu ruchu kończyn górnych. Sposób prowadzenia badań i analiz nie jest ujednoczony, przez co można dostrzec wyraźne różnice w praktyce badawczej, stosowanej w laboratoriach analizy ruchu na całym świecie (76). Obecnie nie istnieją zatem normy, pozwalające odróżnić normalny wymach kończynami górnymi od tego, który jest powiązany z działaniem zewnętrznego zaburzenia na organizm człowieka i wynikającym z tego procesem kontroli i odzyskiwania równowagi. Brakuje także norm, które pozwoliłyby dokonać rozróżnienia pomiędzy osobami zdrowymi, a cierpiącymi na schorzenia narządu ruchu.

Analiza stabilności u ludzi, nieuwzględniająca ruchu kończyn górnych jest zatem niekompletna, ponieważ istnieją liczne dowody na to, że czynny wymach kończyn górnych pomaga odzyskać równowagę w chwili jej utraty (75; 77; 78; 79) oraz jest ważnym elementem lokomocji (18; 80). Wykazano, że chodzenie bez udziału kończyn górnych zwiększa metaboliczny koszt chodu (14) (81; 82), ze względu na większe pionowe ruchy środka masy ciała (14; 83), na skutek niemożności wykorzystania w pełni mechanizmu „spinal engine”, ale też z powodu zmian w wartościach globalnego momentu pędu dla całego ciała człowieka (20) (81; 84). Praca kończyn górnych odgrywa istotną rolę podczas chodu, ponieważ ruchy ramion pozwalają skompensować wzrost momentu pędu, wynikający ze zwiększonego pędu kończyny dolnej, będącej w fazie wymachu. S.H. Collins i współautorzy (81) wykazali, że sposób pracy kończyn górnych istotnie wpływa na wartości całkowitego momentu pędu obliczanego względem osi pionowej. Naukowcy rozważyli różne scenariusze: normalny wymach ramionami, brak wymachu w wyniku unieruchomienia ramion specjalnym pasem oraz wymach ramionami w kierunku przeciwnym do normalnego. Wyniki badań przedstawione przez autorów wykazały, że brak czynnego wymachu kończyn górnych istotnie zwiększa moment pędu w porównaniu do chodu standardowego, w którym praca kończyn górnych jest obecna. Z kolei największy moment pędu badacze odnotowali w przypadku wymachu będącego w anty-fazie do wymachu normalnego. Wzrost momentu pędu skutkowało wzrostem wydatku energetycznego podczas chodu, który badacze mierzyli w oparciu o szybkość zużycia tlenu i produkcji dwutlenku węgla u uczestników badania, co rejestrowano przy pomocy respirometrii. Ruch kończyn górnych nie tylko optymalizuje energetyczny koszt chodu, ale też, jak twierdzi wielu autorów, wspomaga kontrolę równowagi i zwiększa stabilność chodu (20; 82; 83).

Podczas przemieszczania się kończyny górne odgrywają bardzo istotną rolę u ludzi, co można dostrzec już w pierwszych latach życia. Stawiając pierwsze kroki dzieci przyjmują charakterystyczną postawę z ramionami wysoko uniesionymi do góry, przy czym kończyny górne są zgięte w łokciach (85). Sposób poruszania kończynami górnymi kształtuje się znacznie dłużej w porównaniu do wzorca ruchu kończyn dolnych. Ponadto dokonują się istotne zmiany w koordynacji pomiędzy obręczą barkową, a biodrową (85; 86). Początkowo dzieci poruszają się z usztywnionymi kończynami górnymi, bez czynnego wymachu, a w celu wypchnięcia kończyny dolnej do przodu używają rotacji tułowia. Wówczas ruch obręczy barkowej i biodrowej przebiega w tej samej fazie czyli przeciwnie do wzorca chodu u osób dorosłych. Po 5-6

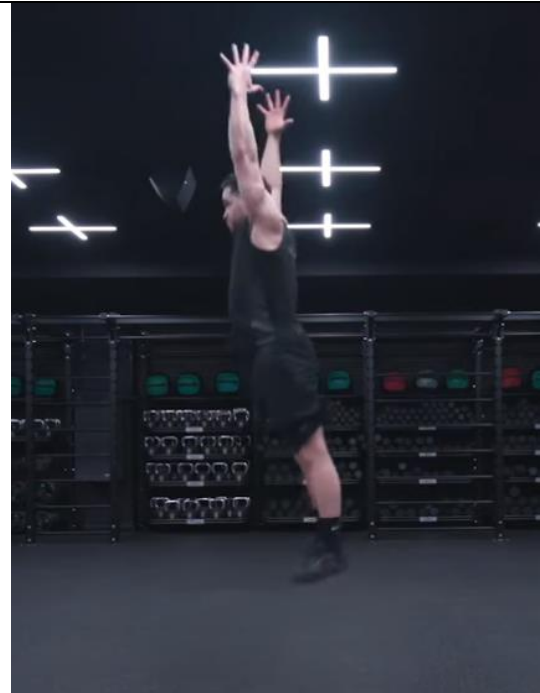


miesiącach nauki chodzenia dzieci stopniowo obniżają pozycję kończyn górnych i wprawiają je w ruch, dzięki czemu uzyskują one wzorzec ruchu podczas chodu coraz bardziej zbliżony do osoby dorosłej. Wymach ramionami pozwala na wykształcenie prawidłowej koordynacji międzykończynowej. W efekcie obręcz barkowa zaczyna poruszać się w przeciw-fazie w stosunku do obręczy biodrowej. Fakt, że koordynacja ruchowa przebiega inaczej u małych dzieci niż u dorosłych może wynikać z wyzwań jakie stawia przed dziećmi nauka chodzenia, gdy nie mają one jeszcze wykształconej wystarczającej siły mięśni oraz dojrzewania układu nerwowego. Dodatkowym utrudnieniem jest fakt, że w pierwszych latach życia środek masy ciała ma odmienne położenie, które początkowo przypada w dolnej części klatki piersiowej i stopniowo wraz z postępującym rozwojem fizycznym dziecka i zmianą proporcji ciała obniża się do miednicy. Bernstein (87) wiąże zagadnienie początkowych trudności koordynacyjnych u dzieci z dużą ilością stopni swobody w ludzkim ciele. Przyjęcie określonej pozycji ciała może być realizowane na wiele różnych sposobów, gdzie każdy z segmentów ludzkiego ciała bądź stawów może się poruszać. W przypadku chodu, gdzie zaangażowanych jest wiele części ciała, złożoność ruchu wzrasta, a wraz z nią kontrola postawy staje się bardziej wymagająca. Strategia, która ułatwia realizację złożonych ruchów ciała polega na organizacji poszczególnych segmentów w jednorodne struktury, w skutek czego liczba stopni swobody ulega zmniejszeniu. Z tego względu u dzieci w pierwszych tygodniach nauki chodzenia ruch kończyn górnych jest zablokowany, dzięki czemu następuje częściowe ograniczenie ruchu dla stawów obręczy barkowej, pleców i obręczy biodrowej, co powoduje, że klatka piersiowa i miednica poruszają się jako jedna całość. Teoretycznie sprawia to, że kontrolowanie ruchu tułowia jest mniej skomplikowane. Podczas dalszej nauki chodzenia dzieci stopniowo uwalniają kolejne stopnie swobody i poznają zróżnicowane sposoby aktywacji mięśni, zapewniając w ten sposób więcej wzorców ruchu. Z czasem zdrowe dzieci przyjmują i utrwalają najbardziej ekonomiczny wzorzec poruszania się.

Ruch kończyn górnych odgrywa również istotną rolę w wielu dyscyplinach sportowych, takich jak: bieganie, skok wzwyż, taniec, łyżwiarstwo, hokej (88; 89; 90). Każdą z tych dyscyplin charakteryzuje unikalny sposób ruchu kończyn górnych, który jest wykorzystywany w różnych celach: do regulacji prędkości kątowej i kontroli równowagi podczas wykonywania obrotów, do zwiększenia prędkości ruchu postępowego oraz do zwiększenia siły reakcji podłoża i pracy wykonywanej przez kończyny dolne.



*Rys.11a. Przygotowanie do skoku wwyż  
countermovement jump (91).*



*Rys.11b. Faza wyskoku (91).*



*Rys.12a. Praca kończyn górnych w balecie (92).*



*Rys.12b. Praca kończyn górnych w balecie podczas  
obrotu (93).*



Rys.13. Intensywny wymach kończyn górnych w łyżwiarstwie szybkim (94).



Rys.14. Wymach kończyn górnych u zawodników podczas wyścigów biegowych (88).

Intensywny wymach ramionami jest strategią stosowaną przez sportowców w celu poprawy wydajności wyskoku (89). Praca kończyn górnych zwiększa siłę reakcji podłoża, co jest bezpośrednią przyczyną zwiększenia wysokości wyskoku. Ponadto dzięki odpowiedniemu wykorzystaniu ramion możliwe jest zwiększenie pracy kończyn dolnych, w szczególności mięśni prostowników stawu biodrowego. Praca kończyn górnych ma również istotne znaczenie dla osiągniętej prędkości ruchu na lodzie. Mocny zamach ramionami, gdy jest wykonywany przez wprawnego łyżwiarza, może zwiększyć siły reakcji podłoża (lodu) na łyżwy i tym samym zwiększyć pracę wykonywaną przez stawy kończyn dolnych podczas odpychania się zawodnika (88).

Trenerzy sprinterów od dawna podkreślają rolę kończyn górnych w treningu biegowym, pomagając swoim podopiecznym biegać szybciej i efektywniej (88). Uważa się, że najlepsi sprinterzy wykonują bardzo zdefiniowany i przemyślany wzorzec idealnych ruchów kończyn górnych, co służy poprawie szybkości sprintu. Technikę współczesnych czołowych sprinterów charakteryzuje duży zakres ruchu kończyn górnych w stawie barkowym, a także utrzymywanie kończyn górnych w płaszczyźnie strzałkowej (machanie do przodu i do tyłu, zgodnie z kierunkiem ruchu ciała zawodnika), a nie poruszanie kończynami górnymi na boki lub wokół tułowia. Kierunek ruchu kończyn górnych jest ważny, ponieważ określa on skuteczność oddziaływania siły reakcji podłoża na zawodnika, co w efekcie nadaje pęd kończynom dolnym. Optymalna pozycja kończyn górnych podczas sprintu to łokcie zgięte do dziewięćdziesięciu stopni, ponieważ minimalizuje to moment bezwładności kończyn górnych wokół stawu barkowego i zmniejsza moment obrotowy wymagany do ich poruszania. Ta pozycja oszczędza energię sprintera i zwiększa jego prędkość kątową wokół barku przy dowolnym przyłożonym momencie obrotowym.

Odpowiednia praca kończyn górnych jest też kluczowa dla tancerzy, szczególnie podczas wykonywania piruetów (90). Aby wykonać odpowiednią liczbę obrotów tancerz musi wygenerować wystarczający moment pędu w trakcie fazy przygotowania i zamachu. Istotną rolę odgrywa tutaj kończyna górna, będąca kończyną zamykającą. Według badaczy kończyna ta wykazuje największy udział w generowaniu momentu

pędu całego ciała. W piruecie en dehors obrót wykonywany jest na jednej kończynie dolnej, będącej kończyną podporową, podczas gdy druga kończyna dolna (pracująca) jest odwiedzona w stawie biodrowym do boku. Palce kończyny pracującej dotykają kończyny podporowej na wysokości stawu kolanowego. Zamach jest wykonywany przy pomocy kończyny górnej, będącej kończyną prowadzącą (*ang. lead arm*), nadającej kierunek obrotu, za którą podąża druga kończyna górna, będąca kończyną zamykającą (*ang. trail or closing arm*). Podczas wykonywania zamachu obie kończyny dolne mają kontakt z podłożem. Szybkość obrotu (prędkość kątowna) jest określona przez moment bezwładności ciała wokół osi obrotu. Z tego względu po wykonaniu zamachu, tancerz zbliża kończyny górne, kierując ręce do siebie, utrzymując je na wysokości talii, zmniejszając tym samym moment bezwładności ciała (w związku z mniejszą odległością rąk od osi obrotu) oraz zwiększając prędkość obracania się. Podczas wykonywania obrotu nieuniknione jest doświadczanie przez tancerza siły oporu ruchu. Związane z tym tempo utraty momentu pędu jest funkcją współczynnika tarcia pomiędzy powierzchnią podłoża a butem tancerza. Dlatego tak ważne jest, aby wytworzyć wystarczający moment pędu podczas zamachu, gdy obie kończyny dolne są na podłożu i utrzymać go jak najdłużej, trwając w obrocie na jednej kończynie dolnej, będącej kończyną podporową.

### 1.7. Parametry do oceny ruchu kończyn górnych

W placówkach badawczych, zajmujących się diagnostyką narządu ruchu u ludzi, analiza chodu odbywa się w oparciu o parametry czasowo-przestrzenne oraz dane kinematyczne, określające wartości kątowe dla wybranych stawów ludzkiego ciała. Dane te są najczęściej przedstawiane w postaci wykresów, aby ułatwić ocenę wyników badania i określić postęp leczenia (95). Niemniej jednak interpretacja wielu wzajemnie zależnych danych pozostaje trudnym zadaniem i wymaga specjalistycznej wiedzy klinicznej. W związku z tym, w literaturze naukowej można znaleźć przykłady następujących wskaźników do ilościowej analizy chodu: GGI (*ang. Gillette Gait Index*) (96), GDI (*ang. Gait Deviation Index*) (97) oraz GPS (*ang. Gait Profile Score*) (98). Do wyznaczenia wskaźnika GGI uwzględnia się parametry czasowe, przestrzenne i kinematyczne, natomiast wskaźniki GDI i GPS opierają się wyłącznie na danych kinematycznych. Pomimo istotnej roli jaką pełni wymach kończyn górnych podczas chodu, przytoczone powyżej wskaźniki bazują tylko na parametrach, opisujących ruch dolnych partii ciała, nie uwzględniając kinematyki kończyn górnych. Próby, mające na celu utworzenie wskaźnika do ilościowej oceny ruchu kończyn górnych są notowane dopiero od 2011 (99). Większość wskaźników jest skonstruowana w oparciu o różnicę średnio-kwadratową (RMS) pomiędzy zbiorem parametrów kinematycznych osoby badanej a średnimi wartościami parametrów dla grupy osób zdrowych (95; 100; 101).

E. Jaspers i współautorzy (95) opracowali wskaźnik APS (*ang. Arm Profile Score*), którego konstrukcja matematyczna nawiązuje do wskaźnika GPS. Na wskaźnik APS składa się 13 parametrów, tzw. AVS (*ang. Arm Variable Scores*), opisujących

różnice w kinematyce tułowia, łopatek, stawów barkowych, łokciowych i nadgarstkowych pomiędzy dziećmi cierpiącymi na mózgowie porażenie połowicze, a średnimi wartościami wśród grupy 20 zdrowych dzieci. Pojedyncza zmienna AVS dostarcza zatem informacji odnośnie nasilenia patologii ruchowej dla kończyn górnych dla pojedynczego stawu i ściśle określonego rodzaju ruchu. Natomiast wskaźnik APS jest miarą podsumowującą odchylenia od normy w sposób całościowy, ujmując wszystkie 13 parametrów w postaci pojedynczej wartości. Aby zebrać dane do obliczeń APS i AVS naukowcy opracowali protokół badawczy, składający się z 8 zadań motorycznych, na które składały się m.in. takie ruchy jak unoszenie kończyn górnych w 3 różnych kierunkach czy sięganie ręką do ust i głowy. Wartość wskaźnika APS wraz z wartościami dla 13 zmiennych AVS, przedstawione zbiorczo w postaci wykresu słupkowego tworzą razem profil ruchu kończyn górnych zwany A-MAP (*ang. Arm Movement Analysis Profile*), gdzie wszystkie wartości wyrażone są w jednostkach kątowych (stopniach).

Podobny wskaźnik APS (*ang. Arm Posture Score*), dedykowany do oceny ruchu kończyn górnych podczas chodu, opracował J. Riad i współautorzy (100). Wskaźnik ten również nawiązuje do modelu GPS i jest obliczany jako różnica średnio-kwadratowa dla 4 parametrów kinematycznych: zgięcie/wyprost stawu barkowego, odwodzenie/przywodzenie stawu barkowego, zgięcie/wyprost stawu łokciowego oraz zgięcie/wyprost stawu nadgarstkowego. Naukowcy wyznaczyli wartości wskaźnika APS dla każdego z 35 pacjentów cierpiących na hemiplegię spastyczną (zarówno po stronie z niedowładem jak i po drugiej stronie ciała bez widocznych zaburzeń) oraz średnią wartość wskaźnika APS w grupie 15 zdrowych, młodych osób. Ze względu na istotne różnice w wynikach, pacjentów ze spastycznym niedowładem połowicznym podzielono na 2 podgrupy: 1. grupę, w której badani doświadczali zmian chorobowych w stopniu lekkim oraz 2. grupę badanych bardziej dotkniętych chorobą. Wyniki analiz przedstawione przez autorów wykazały, że wskaźnik APS jest dobrym narzędziem do odróżnienia osób z niedowładem połowicznym w ciężkim stadium choroby (średnia wartość wskaźnika w podgrupie: APS = 13,1) od osób zdrowych (APS = 5,5). Jednakże w grupie pacjentów, o mniejszym nasileniu choroby, średnia wartość wskaźnika APS była niewiele wyższa (APS = 6,0) w porównaniu z osobami zdrowymi.

Odmienne wskaźnik, służący do oceny różnych nieprawidłowości oraz deficytów motorycznych charakteryzujących kinematykę kończyn górnych, zaproponował J. Jurkojc i współautorzy (99). Opracowany przez autorów wskaźnik o nazwie ULMDI (*ang. Upper Limb Motion Deviation Index*) jest pojedynczą wartością (liczoną osobno dla prawej i lewej kończyny górnej) i wyraża różnice w kinematyce ruchu kończyn górnych pomiędzy osobami zdrowymi, a dotkniętymi patologiami. Sposób obliczeń wskaźnika ULMDI opiera się na algorytmie, służącym do wyznaczenia indeksu GDI, wartości stosowanej w ilościowej analizie chodu. Dla obu wskaźników należy wybrać zmienne, które będą podstawą do dalszych obliczeń. Dla wskaźnika ULMDI autorzy wyróżnili 9 zmiennych, opisujących kinematykę kończyn górnych, są to: zgięcie/wyprost górnej części tułowia wokół stawu mostkowo-obojęzycznego, obrót górnej części tułowia wokół stawu mostkowo-obojęzycznego, odwodzenie/przywodzenie w stawie ramiennym, obrót w stawie ramiennym,

zgięcie/wyprost stawu ramiennego, pronacja/supinacja stawu łokciowego, zgięcie/wyprost stawu łokciowego, przywiedzenie łokcia/odwiedzenie promieniowe stawu nadgarstkowego, zgięcie dłoniowe/grzbietowe stawu nadgarstkowego. W dalszej kolejności analizowany ruch należy podzielić na cykle (np. cykl chodu), odpowiadające charakterowi ruchu. Dla zadanego cyklu ruchu generowany jest wektor  $g$  o wymiarach  $459 \times 1$ , w którego skład wchodzi wszystkie 9 zmiennych kinematycznych. Tak zdefiniowane wektory  $g$  są wyznaczane zarówno dla grupy zdrowych osób jak i grupy osób z dysfunkcjami ruchu kończyn górnych. Następnie wektory te są łączone, tworząc razem macierz ruchu  $G$  o wymiarach  $n \times N$ , gdzie pierwsze kolumny odzwierciedlają wektory ruchu dla grupy kontrolnej, natomiast kolejne kolumny dotyczą osób z dysfunkcjami. W celu zredukowania wymiaru macierzy autorzy stosują rozkład według wartości osobliwych (SVD). W dalszym toku obliczeń procedura bazuje na algorytmie, zaczerpniętym z pracy Schwartza i Rozumalskiego (102). Uzyskany wynik interpretuje się w następujący sposób: jeśli wartość wskaźnika ULMDI  $\geq 100$ , oznacza to, że analizowany ruch jest bliski prawidłowej kinematyce ruchu kończyn górnych, odpowiadający osobom zdrowym, należącym do grupy kontrolnej. Natomiast każdorazowe zredukowanie wartości wskaźnika o 10 oznacza, że kinematyka kończyn górnych osoby badanej jest odległa o 1 odchylenie standardowe od kinematyki charakteryzującej grupę kontrolną. Naukowcy zweryfikowali użyteczność wskaźnika ULMDI w badaniach klinicznych w oparciu o 23-osobową grupę zdrowych osób oraz 3 osoby z dysfunkcjami narządu ruchu. Badani naprzemiennie unosili i opuszczali kończyny górne w płaszczyźnie strzałkowej, stojąc stabilnie na obu kończynach dolnych. Wykazano, że pacjenci dotknięci patologiami uzyskiwali niższe wartości wskaźnika ULMDI dla jednej i drugiej kończyny górnej w porównaniu do średniej wartości wśród osób zdrowych. Wskaźnik ULMDI jest zatem dobrym narzędziem diagnostycznym do wykrywania deficytów motorycznych dla kończyn górnych. Należy mieć jednak na względzie fakt, że procedura obliczeniowa jest dość skomplikowana, co w pewnym stopniu ogranicza jest stosowalność w praktyce klinicznej.

Naukowcy dostrzegają konieczność stworzenia rzetelnej miary, pozwalającej na obiektywną ocenę ruchu kończyn górnych, co jest szczególnie ważne w procesie leczenia różnych schorzeń (103). Dastan i współautorzy próbują określić związek pomiędzy funkcjami kończyn górnych, a parametrami chodu u osób cierpiących na stwardnienie rozsiane. Aby zbadać funkcje i motorykę kończyn górnych badacze zastosowali następujące narzędzia: test N-HPT (*ang. nine-hole peg test*), pomiar siły ścisku przy pomocy dynamometru oraz specjalny kwestionariusz dla osób cierpiących na stwardnienie rozsiane, wypełniany przez pacjentów. Test N-HPT polega na pomiarze czasu, w którym pacjenci są w stanie ukończyć zadanie, sprawdzające zręczność manualną. Zarówno test N-HPT jak i pomiar siły ścisku są obiektywnymi metodami badań ilościowych, natomiast kwestionariusz wypełniany przez pacjentów jest metodą jakościową, bazującą na subiektywnej opinii pacjenta. Rozważając zasadność zastosowanych przez badaczy technik i narzędzi należy zwrócić uwagę na fakt, że wszystkie pomiary ilościowe były wykonywane w pozycji siedzącej, w związku z czym ruch kończyn górnych podczas chodu nie podlegał analizie ani parametryzacji. Z dużym prawdopodobieństwem może być to powodem, dla którego badacze nie znaleźli

związku pomiędzy wynikami badań ilościowych, a parametrami chodu. Jednakże istnieje istotny związek pomiędzy wynikami kwestionariusza, a parametrami chodu. W pracy nadmieniono, że istotnym ograniczeniem badania był brak testów klinicznych w laboratorium analizy ruchu. Badania ograniczono do pomiaru tygodniowej liczby kroków przy pomocy opaski SenseWear, wyposażonej w 3-osiowy akcelerometr. Autorzy pracy doszli do wniosku, że część zastosowanych przez nich metod badawczych jest niewystarczająca do rzetelnej analizy związku pomiędzy motoryką kończyn górnych, a parametrami chodu. Niemniej temat ten ma istotny potencjał naukowy i wymaga użycia bardziej zaawansowanych metod badawczych.

## 2. HIPOTEZY BADAWCZE I CELE PRACY

W oparciu o zasadę zachowania momentu pędu sformułowano następującą hipotezę badawczą:

Dobrze skoordynowana praca kończyn górnych i kończyn dolnych, wsparta odpowiednimi ruchami tułowia, jest kluczowym elementem dla zachowania stabilnej postawy ciała podczas lokomocji.

Kolejna hipoteza badawcza nawiązuje do wielu stopni swobody w stawach kończyn górnych i wynikającej z tego złożoności ruchu, a brzmi ona następująco:

Nie istnieje jeden poprawny wzorzec, który opisywałby ruch kończyn górnych podczas chodu i zapewniał stabilność dynamiczną. Jednakże opracowanie miary, która pozwoliłaby liczbowo zmierzyć koordynację międzykończynową przyczyni się do poszerzenia wiedzy w zakresie równowagi ludzkiego ciała i bezpiecznej lokomocji.

Na podstawie przeglądu literatury i aktualnych doniesień naukowych dostrzeżono istotne problemy w parametryzacji ruchu kończyn górnych i określeniu ich roli w utrzymaniu równowagi. Brak spójnych standardów i procedur skutkuje niemożnością udzielenia odpowiedzi na pytanie: jaki jest ilościowy udział ruchu kończyn górnych w procesie kontroli równowagi u ludzi w trakcie poruszania się? Celem ogólnym pracy jest zatem znalezienie odpowiedzi na powyżej postawione pytanie. Aby było to możliwe sformułowano również następujące cele szczegółowe:

- 1) Weryfikacja istniejących oraz opracowanie własnych parametrów do oceny stabilności ciała w warunkach dynamicznych z uwzględnieniem ruchu kończyn górnych
- 2) Opracowanie wartości wzorcowych dla parametrów opisujących ruch kończyn górnych, które będą odzwierciedlać wysoką stabilność dynamiczną
- 3) Określenie wpływu koordynacji międzykończynowej na stabilność ciała
- 4) Określenie warunków zachowania stabilnej postawy i niepodatności na czynniki destabilizujące podczas chodu wykonywanego w różnych warunkach

Niniejsze badania skupiają się na ilościowej ocenie wymachu kończynami górnymi podczas chodu, wykonywanego w różnych warunkach. W celu przeprowadzenia analizy ilościowej opracowane zostaną własne miary i parametry, pozwalające zmierzyć koordynację międzykończynową oraz intensywność wymachu ramionami. Dane biomechaniczne, które zostaną zgromadzone podczas planowanych badań, posłużą do opracowania normy opisującej ruch kończyn górnych, który zapewniać będzie wysoką stabilność dynamiczną oraz bezpieczną lokomocję. Opracowanie nowych kryteriów stabilności oraz poszerzenie wiedzy w zakresie biomechaniki ludzkiego ciała wspomogą efektywną diagnozę zaburzeń układu równowagi u ludzi, a także przyczyni się do usprawnienia procesu rehabilitacji. Planowanym efektem praktycznym jest stworzenie oprogramowania dedykowanego do wspomagania oceny stabilności podczas chodu.



### 3. MATERIAŁ I METODY

Wszystkie niezbędne do analizy dane zostały zebrane w Pracowni Diagnostyki Narządu Ruchu w Instytucie „Pomnik – Centrum Zdrowia Dziecka”. Podstawę do przeprowadzenia niniejszych badań stanowi zgoda Komisji Bioetycznej z dnia 22.06.2022r. o numerze 24/KBE/2022. Kopię zgody zamieszczono w ANEKSIE do pracy. Do badań zakwalifikowano 19 osób dorosłych, które wyraziły dobrowolną chęć udziału w badaniach poprzez złożenie własnoręcznego podpisu na odpowiednim dokumencie (wzór zgody zamieszczono w części ZAŁĄCZNIKI). Podczas realizacji badań przestrzegano zasad Deklaracji Helsińskiej z 1975 roku, a osobom badanym zapewniono wymagane bezpieczeństwo. Żadne z planowanych badań nie stanowiło zagrożenia dla zdrowia bądź życia pacjenta.

#### 3.1. Charakterystyka grupy badawczej

Osoby, wchodzące w skład grupy badawczej były rekrutowane według ściśle określonych kryteriów, opisanych poniżej. Kryteria te zostały sformułowane w oparciu o przegląd literatury, przedstawiony we Wprowadzeniu. Czynniki takie jak: podeszły wiek, wiek wczesno-dziecięcy, przebyte choroby lub urazy, poważne uszkodzenia narządu wzroku, nadmierna masa ciała, istotnie wpływają na zdolność do kontroli równowagi u ludzi. W związku z powyższym do badań były rekrutowane osoby dorosłe, bez nadwagi, nie cierpiące na choroby neurologiczne czy inne schorzenia mogące wpłynąć na stabilność postawy.

##### Kryteria włączenia do badania:

- wiek w przedziale 19-62 lat
- prawidłowa masa ciała (BMI < 25)
- ogólny dobry stan zdrowia

##### Kryteria wyłączenia z badania:

- choroby neurologiczne
- schorzenia narządu ruchu
- urazy kończyn górnych lub dolnych, takie jak zwichnięcia bądź złamania, w przeciągu ostatnich 3 lat, poprzedzających datę badania
- poważne uszkodzenia narządu wzroku (jaskra, zaćma)
- nadwaga i otyłość (BMI > 25)
- uprawianie sportów asymetrycznych: tenis, golf, badminton.

Badaniami objęto 19-osobową grupę badawczą: 17 młodych osób dorosłych w wieku 19-32 lat oraz 2 osoby w wieku dojrzałym. Spośród badanych tylko 1 osoba

miała lekką niedowagę, natomiast pozostałą część grupy charakteryzowała prawidłowa masa ciała, BMI = 18,5 – 24,99. W Tabeli 1 podano charakterystykę badanej grupy.

Tab.1. Dane antropometryczne i demograficzne charakteryzujące grupę badawczą.

| Numer ID badanego | Płeć | Wiek | Wysokość ciała [m] | Masa ciała [kg] | BMI [kg · m <sup>-2</sup> ] |
|-------------------|------|------|--------------------|-----------------|-----------------------------|
| KM01122022        | K    | 28   | 1,69               | 66,0            | 23,11                       |
| BR05122022        | M    | 21   | 1,86               | 84,6            | 24,45                       |
| MP05122022        | K    | 21   | 1,73               | 60,0            | 20,05                       |
| AM06042022        | K    | 29   | 1,63               | 56,0            | 21,08                       |
| MM06102022        | K    | 31   | 1,70               | 71,3            | 24,67                       |
| AS08112022        | K    | 26   | 1,66               | 53,1            | 19,27                       |
| MS10012022        | K    | 62   | 1,68               | 70,0            | 24,80                       |
| PZ13122022        | K    | 26   | 1,64               | 56,1            | 20,86                       |
| SC22112022        | M    | 44   | 1,87               | 77,5            | 22,16                       |
| DP23112022        | M    | 21   | 1,77               | 72,1            | 23,01                       |
| OS27102022        | K    | 21   | 1,75               | 58,4            | 19,07                       |
| ML30112022        | K    | 21   | 1,69               | 49,9            | 17,47                       |
| MT12122022        | K    | 21   | 1,61               | 59,9            | 23,11                       |
| KW14072022        | K    | 19   | 1,72               | 69,0            | 23,32                       |
| MD04102022        | M    | 22   | 1,70               | 70,4            | 24,36                       |
| MD27072022        | M    | 22   | 1,83               | 72,9            | 21,77                       |
| EM14112022        | K    | 21   | 1,70               | 53,1            | 18,37                       |
| MB16122022        | M    | 22   | 1,78               | 62,3            | 19,66                       |
| MR20122022        | M    | 32   | 1,88               | 85,3            | 24,13                       |

W celu uzyskania dodatkowych informacji, mogących mieć wpływ na uzyskane wyniki, badanych poproszono o wypełnienie kwestionariusza, dotyczącego ich stanu zdrowia, rodzaju uprawianego sportu oraz częstotliwości podejmowanej przez nich aktywności fizycznej. Kwestionariusz ten zamieszczono w części ANEKS, na końcu pracy.

Tab.2. Dane dotyczące stanu zdrowia i uprawianej aktywności fizycznej.

| Numer ID badanego | Trening [h/ tydz] | Rodzaj sportu                   | Sprawność fizyczna | Dodatkowe informacje |
|-------------------|-------------------|---------------------------------|--------------------|----------------------|
| KM01122022        | 4h                | jazda konna, rekreacja          | b. dobra           | ND                   |
| BR05122022        | < 1h              | rekreacja                       | dobra              | ND                   |
| MP05122022        | 1-2 h             | pilates, cardio, trening siłowy | dobra              | ND                   |
| AM06042022        | 5h                | pole dance, jogging, kolarstwo  | b. dobra           | ND                   |
| MM06102022        | 3-4 h             | rekreacja                       | dobra              | ND                   |
| AS08112022        | 3-4 h             | taniec, rekreacja               | b. dobra           | ND                   |

|            |       |  |            |   |
|------------|-------|--|------------|---|
| MS10012022 | 2-3 h | Rekreacja – joga, Nordic walking, jazda na rowerze | dobra      | Skolioza piersiowa prawostronna 1. stopnia                          |
| PZ13122022 | < 1h  | joga, rekreacja                                    | przeciętna | Dysplazja stawu biodrowego (10 lat p.b.)                            |
| SC22112022 | 6h    | cardio, kolarstwo                                  | b. dobra   | Uraz kręgow C1, C6 oraz twarzoczaszki (2 lata p.b.)                 |
| DP23112022 | 1-2 h | cardio, rekreacja, ścianka wspinaczkowa            | dobra      | ND  |
| OS27102022 | 3h    | cardio, trening siłowy                             | dobra      | ND  |
| ML30112022 | < 1h  | rekreacja, joga                                    | przeciętna | Rwa kulszowa (8 lat p.b.)   |
| MT12122022 | 1-2 h | cardio, pływanie                                   | dobra      | Choroba lokomocyjna   |
| KW14072022 | < 1h  | taniec   | dobra      | Choroba lokomocyjna   |
| MD04102022 | < 1h  | rekreacja  | przeciętna | ND  |
| MD27072022 | 3-4 h | cardio, trening siłowy, piłka nożna                | przeciętna | Wszczepiony stymulator serca  |
| EM14112022 | < 1h  | rekreacja  | przeciętna | Choroba lokomocyjna, złamanie lewego stawu łokciowego (14 lat p.b.) |
| MB16122022 | < 1h  | cardio, rekreacja                                  | przeciętna | Cukrzyca typu I, złamanie nasady kości promieniowej (7 lat p.b.)    |
| MR20122022 | 5h    | cardio, kolarstwo, rekreacja                       | b. dobra   | Chroniczny ból w prawej pachwinie podczas długiego marszu           |

*Stosowane oznaczenia i skróty: **Rodzaj sportu)** rekreacja – aktywności takie jak: nordic walking, spacer, lekka gimnastyka; **Sprawność fizyczna)** b. dobra – bardzo dobra; **Dodatkowe informacje)** ND – nie dotyczy, p.b. – przed datą badania.*

### 3.2. Protokół badania

Przed przystąpieniem do testów laboratoryjnych każda osoba badana wymagała odpowiedniego przygotowania. Po przeprowadzeniu wywiadu dotyczącego stanu zdrowia i kondycji fizycznej uczestnik badania rozbierał się do bielizny celem zapewnienia możliwie jak najwyższej dokładności pomiarów i dalszych analiz.

Następnie dokonywano pomiarów antropometrycznych ciała. Oprócz wysokości i masy ciała zmierzono także parametry charakteryzujące długość i szerokość zarówno kończyn górnych jak i dolnych (szczegółowy opis zamieszczono w aneksie). W kolejnym kroku na ciało osoby badanej naklejono 37 odblaskowych markerów, zgodnie ze standardem Plug-in-Gait, opisanym w kolejnym podrozdziale.

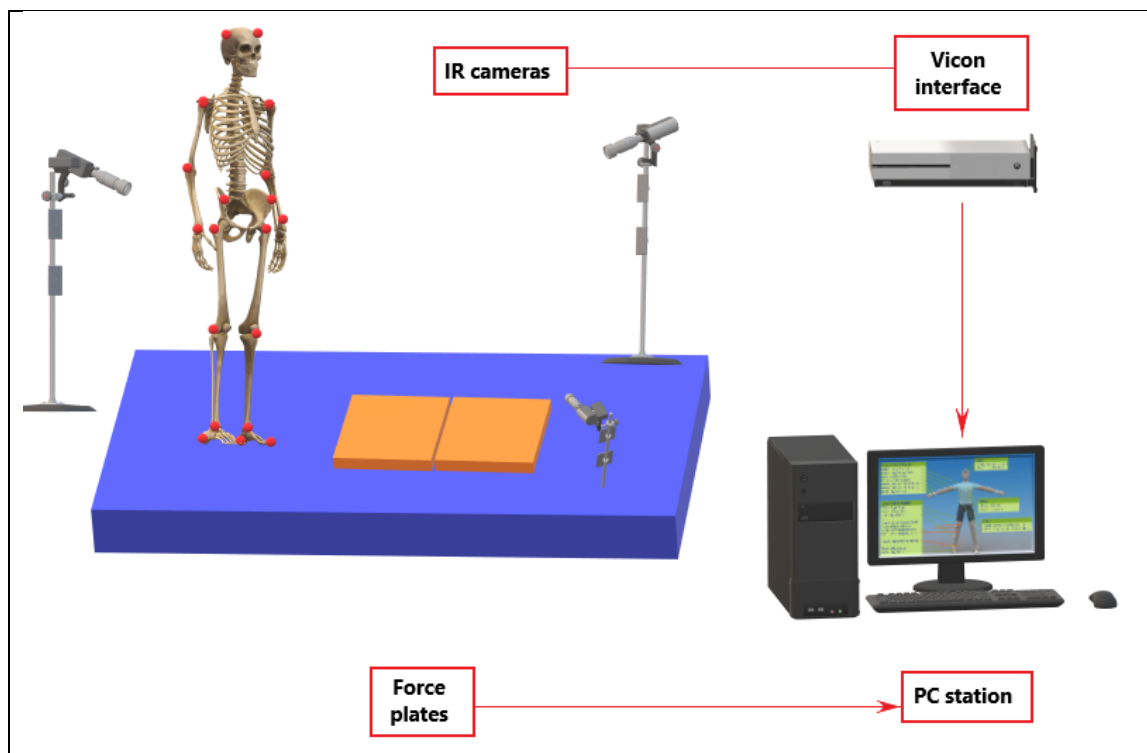
W ramach badań laboratoryjnych analizowano ruch ludzkiego ciała podczas różnych czynności ruchowych, związanych z chodem. Badani mieli za zadanie wykonać szereg zadań ruchowych, wymienionych poniżej:

- 1) chód z 3 różnymi prędkościami
  - a. chód normalny
  - b. chód szybki
  - c. chód wolny
- 2) chód do tyłu
- 3) chód tandemowy
- 4) chód przez przeszkodę
  - a. przeszkoda przed platformą siły reakcji podłoża
  - b. przeszkoda za platformą siły reakcji podłoża

Aby określić odległość ciała człowieka od przeszkody, na jej górnej powierzchni naklejono 4 markery. Przeszkoda miała kształt prostopadłościennego pudełka o wysokości 23 cm, szerokości 15 cm oraz długości 45 cm. Każde zadanie ruchowe było powtarzane przez uczestników badania co najmniej 3 razy, tak aby w bazie danych znajdowały się minimum 3 poprawne nagrania ruchu w celu późniejszego uśrednienia wyników. Prawidłowe wykonanie zadania określono jako stabilne przejście, bez utraty równowagi, w którym badany nie wykonywał wyraźnych ruchów korekcyjnych przy pomocy kończyn górnych, kończyn dolnych czy tułowia. Jednakże nagrania ruchu, w których badani doświadczyli chwilowej utraty równowagi pozostawiono w bazie danych jako dodatkowy materiał do analizy porównawczej.

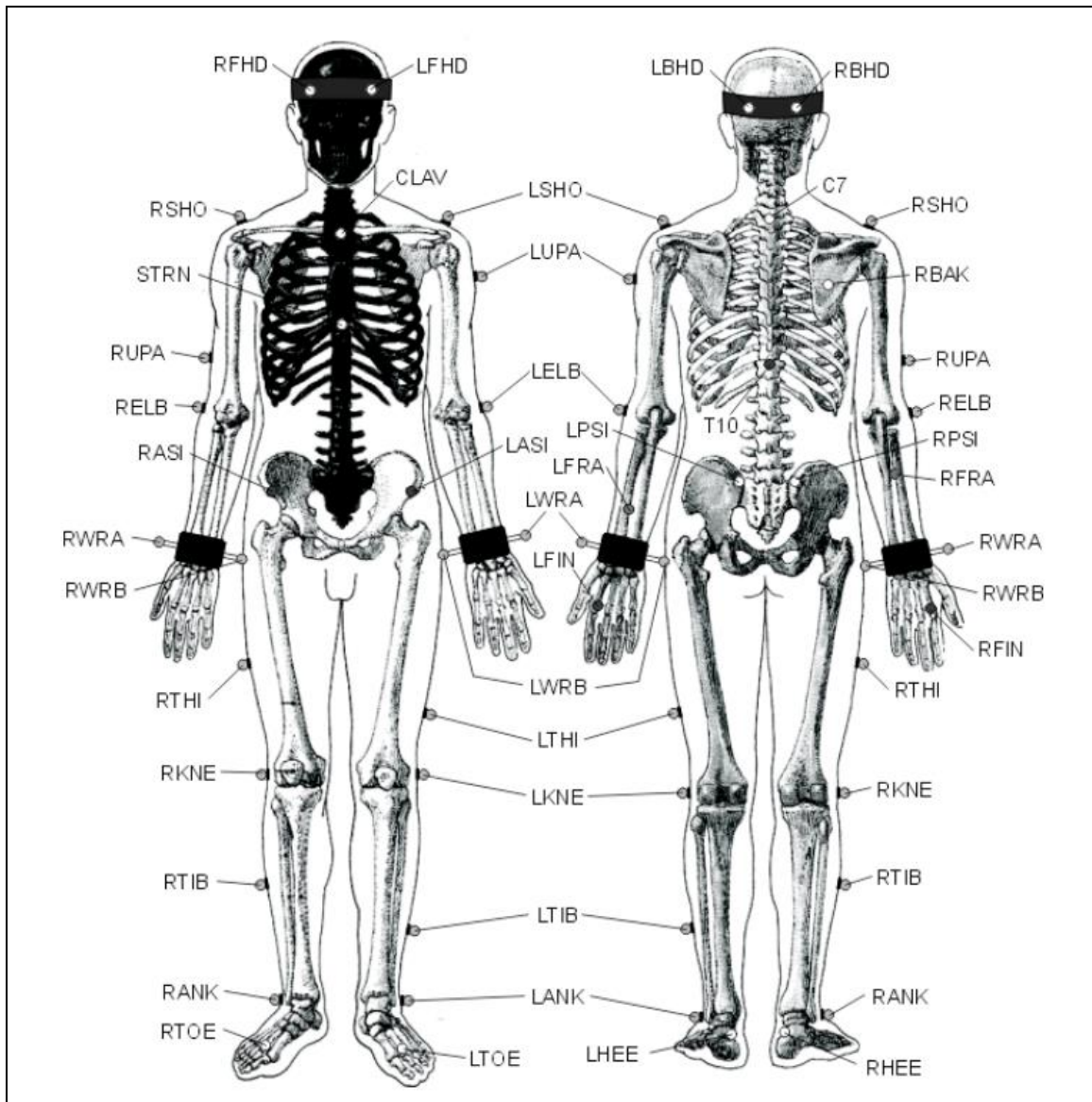
### **3.3. Metody pozyskiwania i analizy danych**

Ruch ludzkiego ciała, podlegający analizie, rejestrowano przy pomocy optoelektronicznego systemu analizy ruchu Vicon. System ten składa się z 12 kamer MX 4M emitujących światło podczerwone, zestawu pasywnych markerów o średnicy 10 mm, pokrytych odblaskowym materiałem oraz 2 platform dynamometrycznych firmy Kistler, rejestrujących siły reakcji podłoża, wywołane przez nacisk ciała osoby badanej. Działanie platform jest ściśle zsynchronizowane z rejestracją sygnału przez kamery. Częstotliwość próbkowania aparatury badawczej wynosiła 100 Hz dla systemu wizyjnego i 1000 Hz dla platform dynamograficznych.



Rys.15. Schemat stanowiska pomiarowego [źródło: opracowanie własne].

Model Plug-in-Gait zaimplementowany w oprogramowaniu Vicon Nexus jest biomechanicznym modelem całego ciała człowieka, stosowanym szeroko w analizie chodu. Jego przydatność w badaniach klinicznych została potwierdzona w licznych publikacjach naukowych (18) (104; 105). Posłużenie się niniejszym modelem pozwala na dokonanie obliczeń kinetyki i kinematyki dla poszczególnych stawów ludzkiego ciała na podstawie położenia markerów. Dokładne rozmieszczenie markerów wymaga szczególnej precyzji.



Rys.16. Model ludzkiego ciała stosowany w badaniach oraz obrany układ markerów, według standardu Plug-in-Gait Full body marker placement (106).

Przy pomocy aparatury badawczej mierzono takie parametry jak: prędkość chodu, długość kroku, trajektorie markerów w przestrzeni 3D, wektory siły reakcji podłoża oraz położenie punktu COP, będącego punktem przyłożenia dla siły reakcji podłoża oraz odzwierciedlającego środek nacisku stóp. W oprogramowaniu Vicon Nexus i Vicon Polygon obliczono położenie środka masy ciała człowieka w przestrzeni 3D oraz kąty w stawach kończyn górnych. Wszystkie dane zebrane w laboratorium wyeksportowano do plików o rozszerzeniu *file.c3d*, będącym międzynarodowym standardem w biomechanicznej analizie ruchu. Późniejszej obróbki i analizy danych dokonano w oprogramowaniu Mokka (3D Motion Kinematic & Kinetic Analyzer, open-source, version 0.6.2) oraz Matlab (R2015a, The MathWorks, USA).

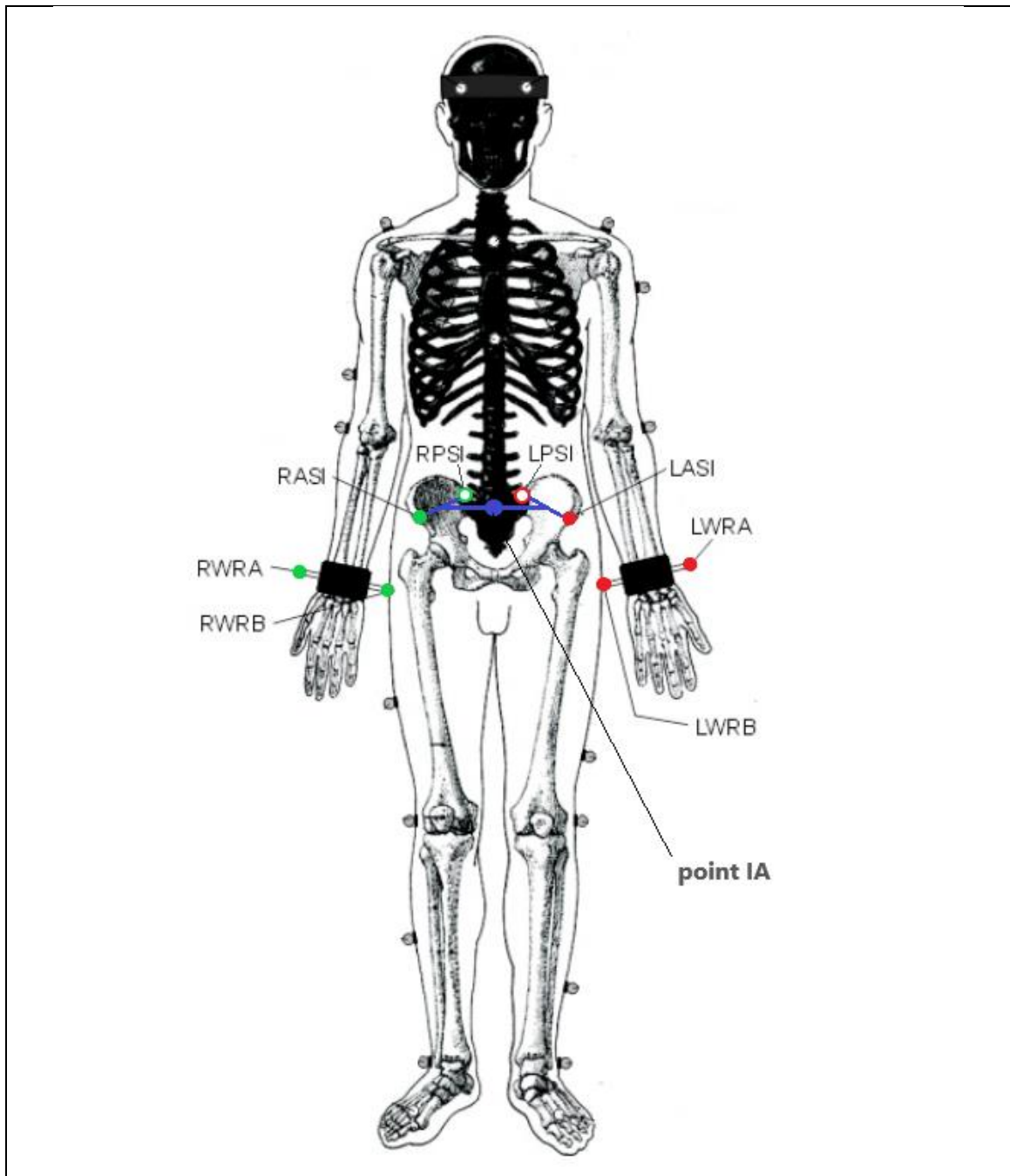
Do celów ilościowej analizy ruchu kończyn górnych oraz powiązania tegoż ruchu ze stabilnością ludzkiego ciała sformułowano 3 parametry:

- 1)  $AS_{IA}$

- 2) COP–COM
- 3) H

Aby wyznaczyć parametr  $AS_{IA}$  należy wykonać szereg działań: w pierwszym kroku obrano punkt odniesienia  $IA$  (Rys.17), leżący wewnątrz ludzkiego ciała, w przybliżeniu w centrum miednicy. Punkt  $IA$  jest obliczany na podstawie 4 markerów: RASI, RPSI, LASI, LPSI. Finalnie parametr  $AS_{IA}$  jest obliczany jako odległość od punktu  $IA$  do środka stawu nadgarstkowego, osobno dla prawej i lewej kończyny górnej. Położenie prawego stawu nadgarstkowego oblicza się jako środek odcinka pomiędzy 2 markerami: RWRA oraz RWRB. Procedura wygląda analogicznie dla lewego stawu nadgarstkowego.

Na poniższym rysunku wyszczególniono tylko te markery, które dotyczą sposobu wyznaczania parametru  $AS_{IA}$ . Markery widoczne od przodu w płaszczyźnie czołowej oznaczono jako okręgi z wypełnieniem. Natomiast markery RPSI oraz LPSI są oznaczone jedynie w postaci pustych okręgów, gdyż są one naklejane na kolce biodrowe tylne, w związku z czym na widoku z przodu są one przesłonięte.

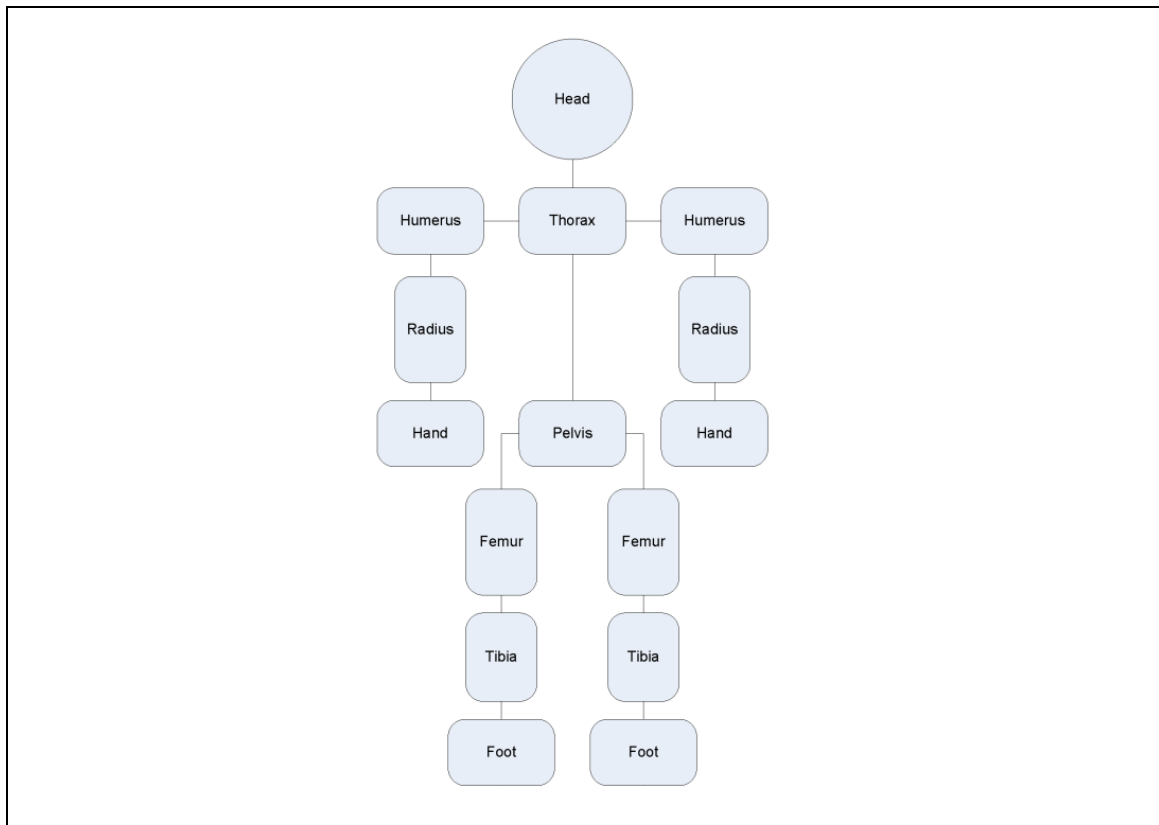


Rys.17. Przedstawienie punktu odniesienia IA oraz niezbędnych markerów, będących podstawą do wyznaczenia parametru  $AS_{IA}$ , opisującego ruch kończyn górnych [źródło: opracowanie własne na podstawie (106)].

Kolejnym parametrem, jaki wyznaczono dla potrzeb przeprowadzanej analizy, był parametr COP–COM, odzwierciedlający odległość na płaszczyźnie XY (Rys.19) pomiędzy punktem przyłożenia siły reakcji, a rzutem środka masy na płaszczyznę podłoża. Płaszczyzna XY pokrywa się z płaszczyzną podłoża i jest jednocześnie równoległa do anatomicznej płaszczyzny ludzkiego ciała w kierunku poprzecznym. Laboratorium badawcze było wyposażone w 2 platformy siłowe, w związku z czym parametr COP–COM był obliczany zarówno dla prawej jak i dla lewej kończyny dolnej. Informacje o środku masy ciała uzyskano w oparciu o modelowanie kinetyczne z

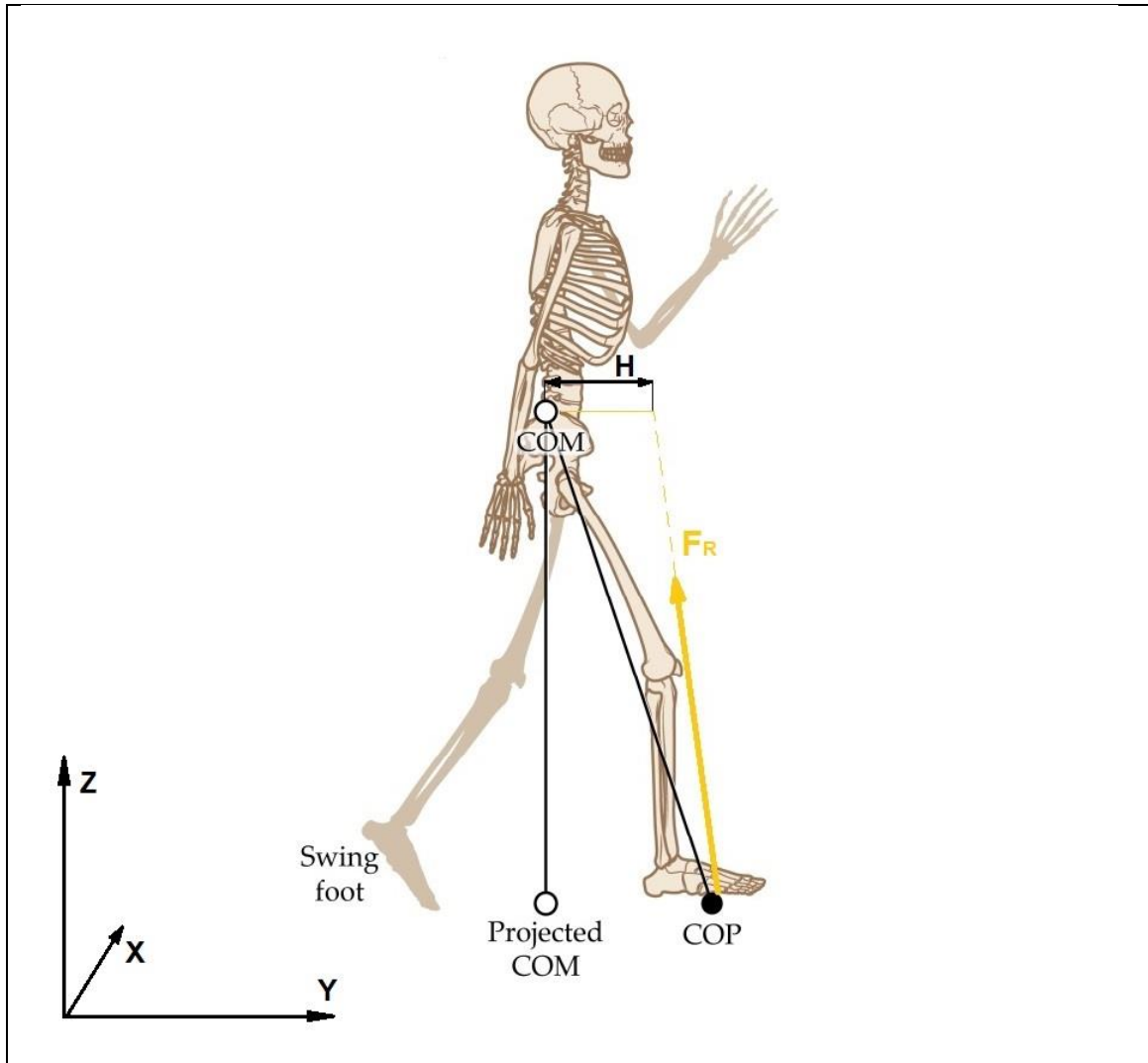


poziomu okna operacji dostępnych w oprogramowaniu Vicon. W tym celu wykorzystano operację o nazwie: Process Dynamic Plug-in Gait Model. Obliczenia globalnego środka masy ciała dokonywane są na podstawie modelu 15-segmentowego (Rys.18), składającego się z: głowy, ramion, przedramion, rąk, klatki piersiowej, miednicy, ud, podudzi i stóp. Tworzona jest średnia ważona dla wszystkich środków mas rozważanych segmentów. Środek masy danego segmentu jest definiowany jako punkt leżący w danej proporcji (szczegóły w instrukcji systemu Vicon) wzdłuż osi segmentu pomiędzy dalszym (zwykle początek odcinka) a bliższym (koniec odcinka) środkiem jednego i drugiego stawu. Z kolei masa rozpatrywanej części ciała jest wyrażona jako % masy całego ciała.



Rys.18. Model stosowany do obliczeń środka masy ciała (107).

Ostatnia spośród liczonych wielkości została wyznaczona w oparciu o publikację At.L. Hofa (58). Parametr H nawiązuje do drugiego mechanizmu zachowania stabilności, tzw. *counter-rotation mechanism*, który ma miejsce w sytuacjach dynamicznych, takich jak ludzki chód, bieg czy inne czynności wymagające zmiany obszaru podparcia stóp. Wówczas linia działania siły reakcji podłoża nie musi przechodzić przez środek masy ciała (Rys.19). Pozioma odległość pomiędzy linią działania siły reakcji a aktualnym położeniem środka masy ciała na wysokości  $Z_{COM}$  jest określona jako parametr H.



Rys.19. Ciało człowieka podczas chodu w płaszczyźnie strzałkowej z oznaczonym układem współrzędnych, stosowanym w badaniach. Przyjęte oznaczenia: COM ( $X_{COM}$ ,  $Y_{COM}$ ,  $Z_{COM}$ ) – środek masy ciała, projected COM ( $X_{COM}$ ,  $Y_{COM}$ , 0) – rzut środka masy ciała na płaszczyznę podłoża, COP ( $X_{COP}$ ,  $Y_{COP}$ , 0) – środek nacisku stóp, będący punktem przyłożenia siły reakcji podłoża,  $F_R$  [ $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ] – wektor siły reakcji podłoża,  $H$  – odległość od środka masy ciała do linii działania siły reakcji, liczona na wysokości równej  $Z_{COM}$  [źródło: opracowanie własne na podstawie (58) (108)].

Wszystkie 3 parametry były normalizowane w czasie względem % cyklu chodu oraz względem wysokości ciała osoby badanej. W celu wyznaczenia parametru  $AS_{IA}$  dla prawej kończyny górnej przyjęto: 0% cyklu chodu jako uderzenie prawej pięty o podłoże, 50% – uderzenie drugiej, lewej pięty o podłoże i 100% – kolejne uderzenie o podłoże tej samej, co na początku cyklu stopy (prawej). W analogiczny sposób wyznaczono parametr  $AS_{IA}$  dla lewej kończyny górnej, gdzie 0% odzwierciedlało uderzenie lewej pięty o podłoże. Początek normalizacji dla danej kończyny odbywał się w momencie, gdy człowiek nadepnął na pierwszą lub drugą platformę siły reakcji podłoża, natomiast koniec normalizacji pokrywa się z chwilą, gdy badany schodzi z platformy. Poszczególne kroki (ang. *step*) oraz zakres czasowy do wyliczeń parametru  $AS_{IA}$  dobrano w taki sposób, aby pokrywał się on z zakresem normalizacji dla

parametrów COP–COM oraz H, których wartości są uzależnione od rejestracji sygnału przez platformy sił reakcji podłoża. Dla obu tych parametrów normalizacja przebiegała względem niepełnego cyklu chodu od 0% do 60% (109), gdzie 0% oznaczało uderzenie pięty danej kończyny dolnej (prawej bądź lewej) o pierwszą platformę siłową, natomiast 60% odzwierciedlał moment oderwania palców tej samej stopy od podłoża. Dla drugiej kończyny dolnej obliczeń dokonywano w oparciu o drugą platformę siłową.

W celu zbadania symetrii ruchu kończyn górnych i wychwycenia potencjalnych różnic w obrębie poszczególnych zadań ruchowych, wykonywanych przez badanych, obliczono współczynniki korelacji Pearson'a pomiędzy prawą, a lewą stroną ciała dla wszystkich analizowanych parametrów:  $AS_{IA}$ , COP-COM oraz H. Współczynniki korelacji Pearson'a dla parametru  $AS_{IA}$  liczono pomiędzy prawą a lewą kończyną górną. Natomiast współczynniki korelacji dla parametru COP-COM oraz H liczono pomiędzy prawą a lewą kończyną dolną, będącą na platformie. Współczynniki korelacji obliczono według następującej procedury: w pierwszym kroku obliczono wartości współczynników korelacji dla wszystkich parametrów oddzielnie dla każdej próby, rozpatrując każdego badanego osobno. Następnie obliczono średnią wartość współczynników, w dalszym ciągu osobno dla każdego badanego, w obrębie danego zadania ruchowego (wartości średnie z prób). Na końcowym etapie wyznaczono wartości współczynników korelacji w postaci średniej wartości w grupie, w zależności od analizowanego zadania ruchowego.

## 4. WYNIKI

Na wszystkich, przedstawionych w tym rozdziale wykresach, zgodnie z przyjętą międzynarodową konwencją, kolor czerwony odpowiada lewej stronie ciała, natomiast kolor zielony prawej stronie ciała. Wyjątkiem jest zadanie ruchowe, w którym badani przekraczali przeszkodę. Na wykresach w podrozdziale 4.3. zastosowano inną kolorystykę, ponieważ część badanych rozpoczynała ruch prawą kończyną dolną, a pozostała część lewą. Położenie przeszkody (przed platformą lub za platformą) miało istotny wpływ na wartości parametru COP-COM oraz H, dlatego rozróżnienia dokonano w oparciu o numerację platform. Kolor granatowy oznacza wartości parametru COP-COM i H dla pierwszej platformy, natomiast kolor pomarańczowy wartości tych samych parametrów dla drugiej platformy.

Ze względu na różnice w uzyskiwanych wynikach, badanych podzielono na 2 grupy. Pierwsza grupa stanowi grupę odniesienia, w obrębie której badanych charakteryzuje wysoka symetria ruchu kończyn górnych (współczynnik korelacji Pearson'a dla parametru  $AS_{IA}$  w warunkach chodu normalnego w zakresie: 0,730 – 0,974). Z kolei druga grupa obejmuje badanych o wyraźnie niższej symetrii ruchu kończyn górnych (współczynnik korelacji Pearson'a dla warunków jak wyżej w zakresie: -0,004 – 0,505). Wartości korelacji dla parametru  $AS_{IA}$  wynoszące w przybliżeniu 0,5 lub mniej uznano za niską symetrię ruchu kończyn górnych. Źródłem odniesienia, jakie posłużyło do ustalenia wartości progowych, były wyniki badań własnych, opublikowane w czasopiśmie *Gait & Posture* (110). W pracy tej dokonano analizy bazy danych, dostępnej w Internecie w trybie dostępu otwartego. Na podstawie niniejszych nagrań ruchu, pochodzących od 50 zdrowych osób dorosłych uzyskano wysokie współczynniki korelacji  $AS_{IA}$ , opisujące ruch kończyn górnych (wartości średnie: w grupie osób młodych  $0,935 \pm 0,102$ , w grupie osób w średnim wieku  $0,943 \pm 0,073$ , w grupie osób starszych  $0,973 \pm 0,020$ ). Niską symetrię ruchu kończyn górnych uznano wobec tego za stan, sugerujący pewne odchylenie od normy.

Uzyskane wyniki badań, unaoczniające niską symetrię analizowanych parametrów dla części badanych, są zatem dość zaskakujące, ponieważ zebrana grupa badawcza obejmuje osoby o ogólnym dobrym stanie zdrowia. Na etapie rekrutacji uczestników, spełniających kryteria włączenia do badania, nie spodziewano się tak dużych asymetrii w ruchu kończyn górnych.

### 4.1. Analiza chodu z trzema różnymi prędkościami

Podsumowanie wyników dla chodu z 3 różnymi prędkościami, przedstawiono w Tab.3. oraz Tab.4. odpowiednio dla pierwszej i drugiej grupy badanych. Analizując otrzymane wyniki, dostrzeżono istotne różnice w wartościach współczynnika korelacji Pearson'a dla parametru  $AS_{IA}$  pomiędzy dwoma grupami. W pierwszej grupie najwyższy współczynnik korelacji uzyskano dla chodu normalnego, którego średnia

wartość wyniosła:  $0,872 \pm 0,091$ . Nieco niższe wartości w obrębie pierwszej grupy uzyskano dla chodu wolnego:  $0,756 \pm 0,206$  oraz szybkiego:  $0,746 \pm 0,219$ .

Tab.3. Prędkość chodu oraz współczynniki korelacji Pearson'a dla analizowanych parametrów:  $AS_{IA}$ , COP-COM, H w 1. grupie, będącą grupą odniesienia (wysoka symetria ruchu kończyn górnych) w warunkach chodu z 3 różnymi prędkościami.

| Badany                          | Obliczone parametry  |                         |              |              |                      |                         |              |              |                      |                         |              |              |
|---------------------------------|----------------------|-------------------------|--------------|--------------|----------------------|-------------------------|--------------|--------------|----------------------|-------------------------|--------------|--------------|
|                                 | chód normalny        |                         |              |              | chód szybki          |                         |              |              | chód wolny           |                         |              |              |
|                                 | Prędkość chodu [m/s] | Współczynniki korelacji |              |              | Prędkość chodu [m/s] | Współczynniki korelacji |              |              | Prędkość chodu [m/s] | Współczynniki korelacji |              |              |
|                                 |                      | AS                      | COP-COM      | H            |                      | AS                      | COP-COM      | H            |                      | AS                      | COP-COM      | H            |
| KM01122022                      | 1,055                | 0,917                   | 0,967        | 0,871        | 1,355                | 0,946                   | 0,961        | 0,924        | 0,870                | 0,845                   | 0,990        | 0,822        |
| BR05122022                      | 1,205                | 0,969                   | 0,836        | 0,864        | 1,435                | 0,804                   | 0,852        | 0,884        | 0,815                | 0,963                   | 0,985        | 0,840        |
| MP05122022                      | 1,375                | 0,730                   | 0,955        | 0,887        | 1,525                | 0,310                   | 0,953        | 0,795        | 0,930                | 0,865                   | 0,990        | 0,937        |
| AM06042022                      | 1,125                | 0,974                   | 0,996        | 0,889        | 1,410                | 0,965                   | 0,839        | 0,925        | 0,400                | 0,290                   | 0,990        | 0,758        |
| MM06102022                      | 1,120                | 0,961                   | 0,886        | 0,916        | 1,465                | 0,768                   | 0,943        | 0,937        | 0,870                | 0,864                   | 0,982        | 0,966        |
| AS08112022                      | 1,540                | 0,793                   | 0,979        | 0,819        | 1,800                | 0,396                   | 0,935        | 0,812        | 1,120                | 0,875                   | 0,990        | 0,929        |
| MS10012022                      | 1,365                | 0,967                   | 0,986        | 0,620        | 1,715                | 0,568                   | 0,972        | 0,404        | 0,740                | 0,681                   | 0,992        | 0,749        |
| PZ13122022                      | 1,095                | 0,758                   | 0,969        | 0,910        | 1,300                | 0,831                   | 0,977        | 0,743        | 0,790                | 0,661                   | 0,971        | 0,705        |
| SC22112022                      | 1,325                | 0,815                   | 0,984        | 0,842        | 1,680                | 0,917                   | 0,995        | 0,614        | 1,000                | 0,945                   | 0,989        | 0,748        |
| DP23112022                      | 1,120                | 0,929                   | 0,963        | 0,939        | 1,525                | 0,936                   | 0,927        | 0,850        | 0,835                | 0,941                   | 0,986        | 0,931        |
| OS27102022                      | 1,270                | 0,799                   | 0,980        | 0,868        | 1,505                | 0,656                   | 0,941        | 0,889        | 0,810                | 0,513                   | 0,982        | 0,785        |
| ML30112022                      | 1,510                | 0,849                   | 0,932        | 0,875        | 1,820                | 0,858                   | 0,945        | 0,769        | 0,970                | 0,631                   | 0,980        | 0,849        |
| <b>Wartość średnia w grupie</b> | <b>1,259</b>         | <b>0,872</b>            | <b>0,953</b> | <b>0,858</b> | <b>1,545</b>         | <b>0,746</b>            | <b>0,937</b> | <b>0,796</b> | <b>0,846</b>         | <b>0,756</b>            | <b>0,985</b> | <b>0,835</b> |
| <b>Odchylenie standardowe</b>   | 0,165                | 0,091                   | 0,047        | 0,082        | 0,171                | 0,219                   | 0,047        | 0,155        | 0,175                | 0,206                   | 0,006        | 0,089        |

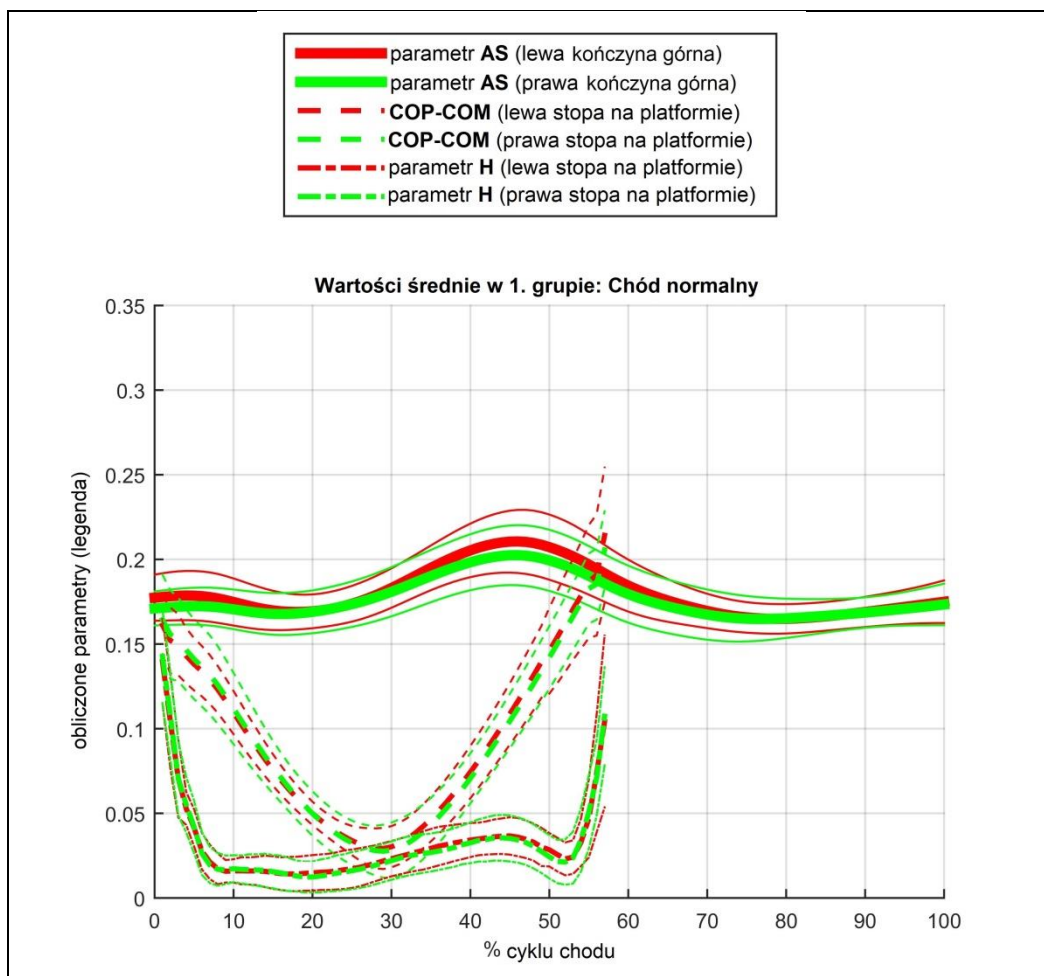
Tab.4. Prędkość chodu oraz współczynniki korelacji Pearson'a dla analizowanych parametrów:  $AS_{IA}$ , COP-COM, H w 2. grupie, składającej się z osób z wynikami odbiegającymi od normy (niska symetria ruchu kończyn górnych) w warunkach chodu z 3 różnymi prędkościami.

| Badany                          | Obliczone parametry  |                         |              |              |                      |                         |              |              |                      |                         |              |              |
|---------------------------------|----------------------|-------------------------|--------------|--------------|----------------------|-------------------------|--------------|--------------|----------------------|-------------------------|--------------|--------------|
|                                 | chód normalny        |                         |              |              | chód szybki          |                         |              |              | chód wolny           |                         |              |              |
|                                 | Prędkość chodu [m/s] | Współczynniki korelacji |              |              | Prędkość chodu [m/s] | Współczynniki korelacji |              |              | Prędkość chodu [m/s] | Współczynniki korelacji |              |              |
|                                 |                      | AS                      | COP-COM      | H            |                      | AS                      | COP-COM      | H            |                      | AS                      | COP-COM      | H            |
| MT12122022                      | 1,050                | 0,388                   | 0,986        | 0,928        | 1,770                | -0,060                  | 0,987        | 0,864        | 0,950                | -0,124                  | 0,985        | 0,933        |
| KW14072022                      | 1,240                | 0,313                   | 0,994        | 0,900        | 1,715                | 0,703                   | 0,983        | 0,865        | 1,190                | 0,637                   | 0,988        | 0,886        |
| MD04102022                      | 1,150                | -0,004                  | 0,920        | 0,599        | 1,510                | 0,888                   | 0,988        | 0,897        | 0,830                | 0,045                   | 0,958        | 0,710        |
| MD27072022                      | 1,370                | 0,483                   | 0,980        | 0,910        | 1,530                | 0,670                   | 0,992        | 0,877        | 0,875                | 0,817                   | 0,992        | 0,864        |
| EM14112022                      | 1,475                | 0,505                   | 0,988        | 0,751        | 1,675                | 0,086                   | 0,938        | 0,787        | 1,005                | -0,462                  | 0,989        | 0,919        |
| MB16122022                      | 1,075                | 0,384                   | 0,970        | 0,817        | 1,415                | 0,808                   | 0,940        | 0,710        | 1,020                | 0,663                   | 0,971        | 0,720        |
| MR20122022                      | 1,630                | 0,055                   | 0,974        | 0,767        | 1,865                | 0,548                   | 0,948        | 0,882        | 1,035                | 0,305                   | 0,978        | 0,963        |
| <b>Wartość średnia w grupie</b> | <b>1,284</b>         | <b>0,304</b>            | <b>0,973</b> | <b>0,810</b> | <b>1,640</b>         | <b>0,520</b>            | <b>0,968</b> | <b>0,840</b> | <b>0,986</b>         | <b>0,269</b>            | <b>0,980</b> | <b>0,856</b> |
| <b>Odchylenie standardowe</b>   | <b>0,217</b>         | <b>0,201</b>            | <b>0,025</b> | <b>0,117</b> | <b>0,1602</b>        | <b>0,365</b>            | <b>0,025</b> | <b>0,067</b> | <b>0,118</b>         | <b>0,471</b>            | <b>0,012</b> | <b>0,102</b> |

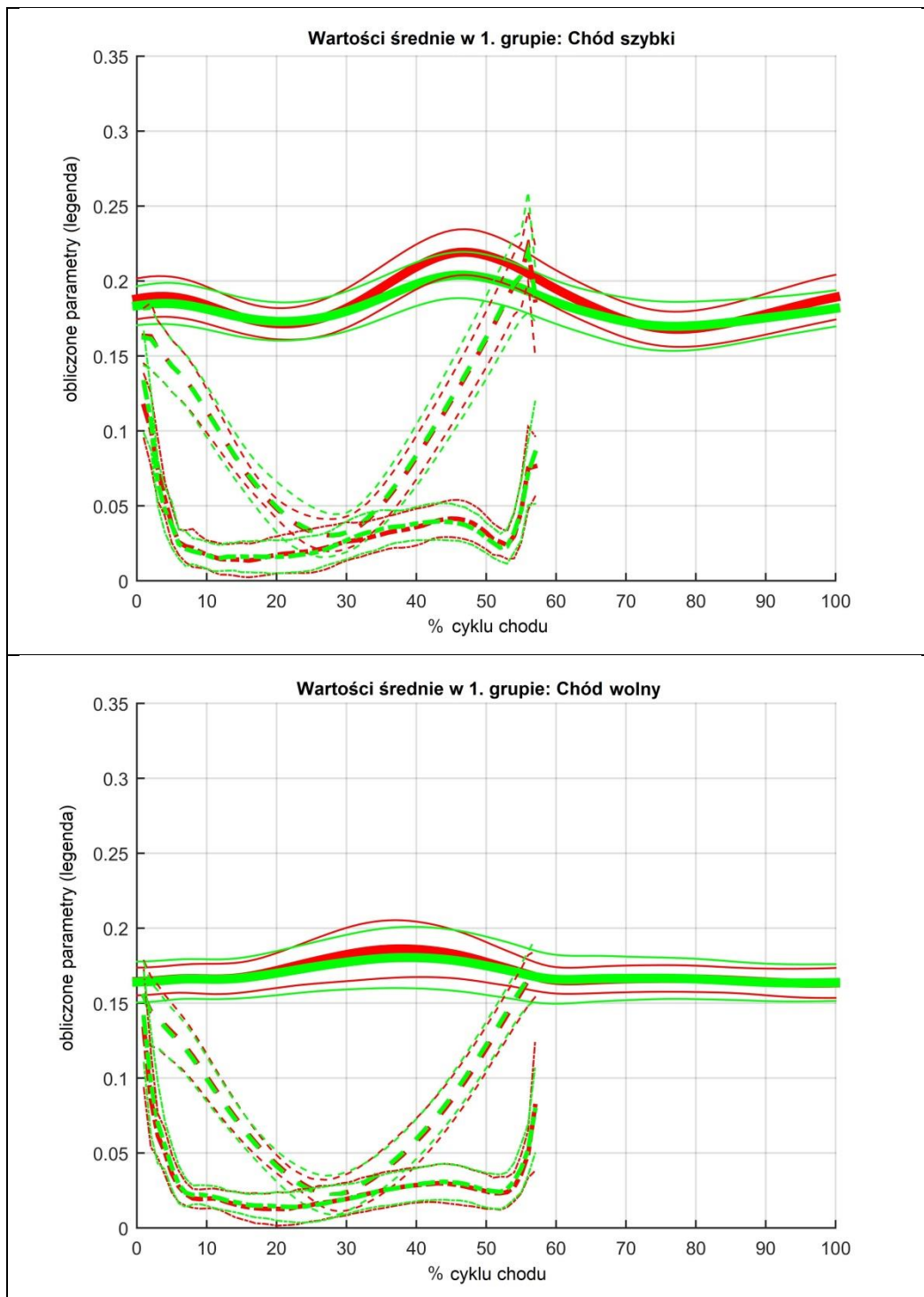
W drugiej grupie badawczej uzyskano wyraźnie niższe współczynniki korelacji Pearson'a dla parametru  $AS_{IA}$ , gdzie średnia wartość dla chodu normalnego wyniosła:  $0,304 \pm 0,201$ . Najmniejszą symetrię ruchu kończyn górnych w obrębie drugiej grupy badawczej zaobserwowano dla chodu wolnego:  $0,269 \pm 0,471$ , natomiast największa średnia wartość współczynnika korelacji Pearson'a dla parametru  $AS_{IA}$  została odnotowana dla chodu szybkiego:  $0,520 \pm 0,365$ . Druga grupa badawcza charakteryzuje się także większą zmiennością współczynników korelacji  $AS_{IA}$  pomiędzy poszczególnymi badanymi w porównaniu do grupy pierwszej, co ma miejsce dla wszystkich trzech rodzajów chodu.

Zarówno wśród pierwszej jak i drugiej grupy badanych uzyskano szczególnie wysokie współczynniki korelacji dla parametru COP-COM, których średnia wartość wynosiła powyżej 0,900 w obrębie wszystkich trzech rodzajów chodu. Wyniki te cechują się dużą powtarzalnością, nie odnotowano znaczących różnic pomiędzy badanymi.

Dla wszystkich trzech rodzajów chodu, w obrębie obu grup badawczych, odnotowano także wysokie średnie współczynniki korelacji Pearson'a dla parametru H. Dla grupy pierwszej największą wartość uzyskano dla chodu normalnego:  $0,858 \pm 0,082$ , natomiast w grupie drugiej dla chodu wolnego:  $0,856 \pm 0,102$ .







Rys.20. Przebieg analizowanych parametrów:  $AS_{LA}$ , COP-COM, H w zależności od % cyklu chodu w obrębie pierwszej grupy badawczej o wysokiej symetrii ruchu kończyn górnych; a) chód normalny, b) chód szybki, c) chód wolny.

Na wykresach Rys.20 oraz Rys.21 przedstawiono przebieg wartości dla 3 analizowanych parametrów odpowiednio w pierwszej i drugiej grupie badawczej. Linia pogrubiona oznacza przebieg średniej wartości parametru w grupie, natomiast linia cienka odpowiada wartościom odchylenia standardowego w grupie. Zgodnie z wykonaną normalizacją 0% chodu odzwierciedla wymach obu kończyn górnych do

tyłu, 50% - wymach do przodu oraz 100% - kolejny wymach do tyłu. Biorąc pod uwagę obie grupy oraz wszystkie 3 rodzaje chodu, we wszystkich przypadkach zaobserwowano większą amplitudę wymachu kończyn górnych podczas wymachu do przodu, co pozostaje w zgodności z wcześniej uzyskanymi rezultatami (110). Większa amplituda wymachu do przodu w porównaniu z wymachem do tyłu jest wyrażona na wykresach w postaci maksimum dla parametru  $AS_{IA}$ , występującego w pobliżu 50% cyklu chodu, w chwili poprzedzającej uderzenie pięty o podłoże. Dla chodu wolnego owe maksimum występuje jednak wcześniej (38-39% cyklu chodu w grupie pierwszej) niż w chodzie szybkim (46-47% cyklu chodu w grupie pierwszej) czy normalnym (46% cyklu chodu w grupie pierwszej). Wartości te ujęto w Tabeli 5.

Tab.5. Średnie wartości parametru  $AS_{IA}$  dla prawej i lewej kończyny górnej wśród badanych z grupy pierwszej w warunkach chodu z 3 różnymi prędkościami. Niniejsza tabela nawiązuje do krzywej parametru  $AS_{IA}$  z wykresu Rys.20a,b,c.

| Rodzaj chodu | AS w 0% GC |        | AS w 50% GC |        | AS w 100% GC |        | Max AS |           |        |            |
|--------------|------------|--------|-------------|--------|--------------|--------|--------|-----------|--------|------------|
|              | Lewa       | Prawa  | Lewa        | Prawa  | Lewa         | Prawa  | Lewa   | Lewa % GC | Prawa  | Prawa % GC |
| normalny     | 0,1774     | 0,1711 | 0,2073      | 0,1995 | 0,175        | 0,1734 | 0,2106 | 46        | 0,2025 | 46         |
| szybki       | 0,1881     | 0,1835 | 0,2171      | 0,202  | 0,1892       | 0,1817 | 0,2193 | 47        | 0,204  | 46         |
| wolny        | 0,1644     | 0,164  | 0,1773      | 0,1749 | 0,1635       | 0,1637 | 0,1862 | 38        | 0,1804 | 39         |

W grupie pierwszej amplituda wymachu kończyn górnych jest wyraźnie niższa w chodzie wolnym w całym przedziale wartości w porównaniu do chodu szybkiego czy normalnego. Również w grupie drugiej chód wolny charakteryzuje niższa amplituda wymachu kończyn górnych. Jednakże w grupie drugiej widoczna jest znaczna dysproporcja w amplitudzie wymachu pomiędzy prawą, a lewą kończyną górną, gdzie wymach lewą kończyną był intensywniejszy we wszystkich 3 rodzajach chodu. Amplituda wymachu dla prawej kończyny górnej dla tej grupy jest niewielka, a wartości parametru  $AS_{IA}$  dla kończyny prawej są do siebie zbliżone, biorąc pod uwagę punkty charakterystyczne: 0%, 50% oraz 100% cyklu chodu (Tabela 6). W związku z tym w przypadku grupy drugiej na wykresach Rys.21a,b,c brak widocznego maksimum parametru  $AS_{IA}$  dla prawej kończyny górnej, a w niektórych przypadkach maksimum to jest przesunięte (chód normalny, chód szybki).

Tab.6. Średnie wartości parametru  $AS_{IA}$  dla prawej i lewej kończyny górnej wśród badanych z grupy drugiej w warunkach chodu z 3 różnymi prędkościami. Niniejsza tabela nawiązuje do krzywej parametru  $AS_{IA}$  z wykresu Rys.21a,b,c.

| Rodzaj chodu | AS w 0% GC |        | AS w 50% GC |        | AS w 100% GC |        | Max AS |           |        |            |
|--------------|------------|--------|-------------|--------|--------------|--------|--------|-----------|--------|------------|
|              | Lewa       | Prawa  | Lewa        | Prawa  | Lewa         | Prawa  | Lewa   | Lewa % GC | Prawa  | Prawa % GC |
| normalny     | 0,1881     | 0,1764 | 0,2186      | 0,1736 | 0,1876       | 0,176  | 0,2218 | 46        | 0,1786 | 6          |
| szybki       | 0,2017     | 0,1813 | 0,2161      | 0,1723 | 0,2025       | 0,1833 | 0,2191 | 46        | 0,1836 | 6          |
| wolny        | 0,1825     | 0,1693 | 0,2021      | 0,1691 | 0,179        | 0,1694 | 0,2092 | 42        | 0,1736 | 37         |

Krzywe dla parametru COP-COM cechują się dużą powtarzalnością w obrębie obu grup i rozpatrywanych rodzajów chodu. Parametr ten odznacza się najwyższym współczynnikiem korelacji Pearson'a spośród wszystkich 3 parametrów. Minimum parametru COP-COM występuje podczas środkowej fazy podparcia w 27-29% cyklu chodu, zarówno w pierwszej jak i drugiej grupie badanych. Z kolei wartość maksymalna parametru, powiązana z największą możliwą odległością pomiędzy środkiem masy ciała, a punktem przyłożenia siły reakcji, występuje w chwili oderwania palców od podłoża, co obowiązuje w obu grupach, dla wszystkich 3 rodzajów chodu. Wartości dla parametru COP-COM przedstawiono w Tabeli 7 i 8. Pomimo niskiej symetrii ruchu kończyn górnych, badanych z grupy drugiej cechuje wysoka symetria ruchu kończyn dolnych. Różnice w wartościach parametru  $AS_{IA}$  pomiędzy prawą a lewą kończyną (Tabela 6) są większe w porównaniu z odpowiadającymi im różnicami wartości dla parametru COP-COM (Tabela 80). Dla potrzeb prawidłowej prezentacji danych konieczne było przycięcie dziedziny argumentów i wartości funkcji dla parametru COP-COM oraz H. Podczas wykonywania normalizacji na % cyklu chodu, przedział ten został skrócony z góry i z dołu o 3% ze względu na artefakty, pojawiające się podczas rejestracji sygnału, co wynika z wrażliwości platform siłowych na zakłócenia.

Tab.7. Średnie wartości parametru COP-COM dla prawej i lewej kończyny dolnej wśród badanych z grupy pierwszej w warunkach chodu z 3 różnymi prędkościami. Niniejsza tabela nawiązuje do krzywej parametru COP-COM z wykresu Rys.20a,b,c.

| Rodzaj chodu | COP-COM w 3% GC |        | COP-COM w 30% GC |        | COP-COM w 57% GC |        | Min COP-COM |           |        |            |
|--------------|-----------------|--------|------------------|--------|------------------|--------|-------------|-----------|--------|------------|
|              | Lewa            | Prawa  | Lewa             | Prawa  | Lewa             | Prawa  | Lewa        | Lewa % GC | Prawa  | Prawa % GC |
| normalny     | 0,1612          | 0,1645 | 0,0303           | 0,0283 | 0,2142           | 0,2056 | 0,0293      | 29        | 0,0276 | 29         |
| szybki       | 0,1634          | 0,1623 | 0,0321           | 0,0322 | 0,1872           | 0,1915 | 0,0303      | 28        | 0,0304 | 28         |
| wolny        | 0,1544          | 0,1548 | 0,0237           | 0,0241 | 0,1694           | 0,1724 | 0,0222      | 28        | 0,0219 | 28         |

Tab.8. Średnie wartości parametru COP-COM dla prawej i lewej kończyny dolnej wśród badanych z grupy drugiej w warunkach chodu z 3 różnymi prędkościami. Niniejsza tabela nawiązuje do krzywej parametru COP-COM z wykresu Rys.21a,b,c.

| Rodzaj chodu | COP-COM w 3% GC |        | COP-COM w 30% GC |        | COP-COM w 57% GC |        | Min COP-COM |           |        |            |
|--------------|-----------------|--------|------------------|--------|------------------|--------|-------------|-----------|--------|------------|
|              | Lewa            | Prawa  | Lewa             | Prawa  | Lewa             | Prawa  | Lewa        | Lewa % GC | Prawa  | Prawa % GC |
| normalny     | 0,1451          | 0,1463 | 0,032            | 0,0259 | 0,2201           | 0,1999 | 0,0307      | 28        | 0,0247 | 28         |
| szybki       | 0,1392          | 0,1353 | 0,0397           | 0,0297 | 0,1698           | 0,165  | 0,0359      | 27        | 0,0286 | 28         |
| wolny        | 0,1623          | 0,1484 | 0,0284           | 0,0203 | 0,1688           | 0,1658 | 0,0277      | 28        | 0,0187 | 28         |

W obu grupach we wszystkich 3 rodzajach chodu najwyższe wartości dla parametru H zaobserwowano w trakcie fazy podwójnego podparcia (0-10% cyklu chodu oraz 50-60% cyklu chodu), co obejmuje 2 zdarzenia: gdy jedna kończyna dolna jest wyhamowywana uderzając piętą o podłoże oraz gdy druga kończyna dolna jest przyspieszana w następstwie oderwania palców od podłoża. Najniższa wartość

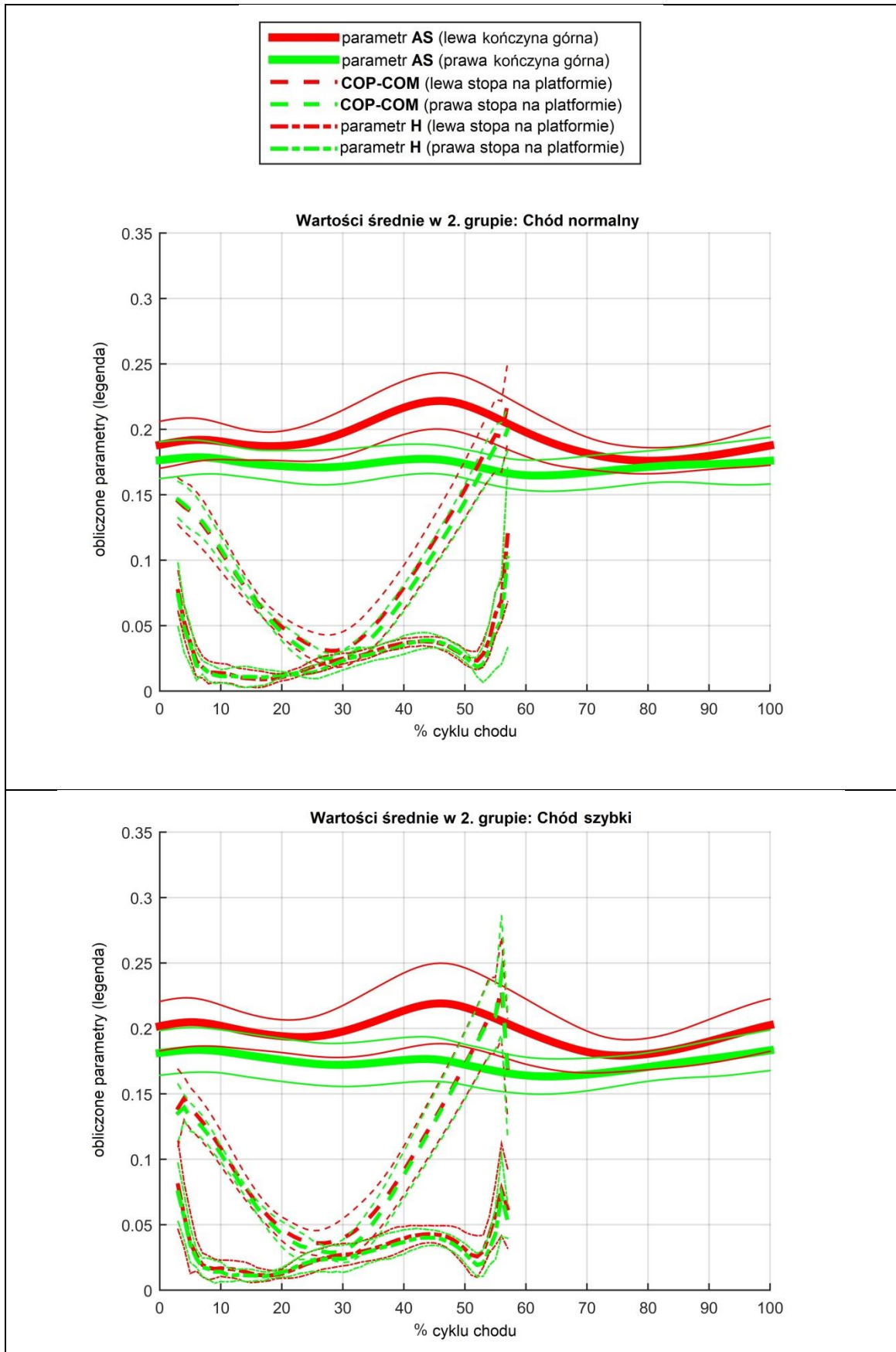
parametru H występuje w przedziale 10-20% cyklu chodu w obu grupach. Wówczas odległość od wektora siły reakcji podłoża do środka masy ciała jest najmniejsza (bliska zero). Ponadto dla wszystkich 3 rodzajów chodu można dostrzec maksimum lokalne dla parametru H w przedziale 30-50 % cyklu chodu, podczas trwania fazy pojedynczego podparcia, co następuje po osiągnięciu wartości minimalnej dla parametru COP-COM. Chwila wystąpienia maksimum lokalnego dla parametru H jest także powiązana z maksymalną amplitudą wymachu kończyn górnych do przodu (maksimum dla parametru  $AS_{IA}$ ).

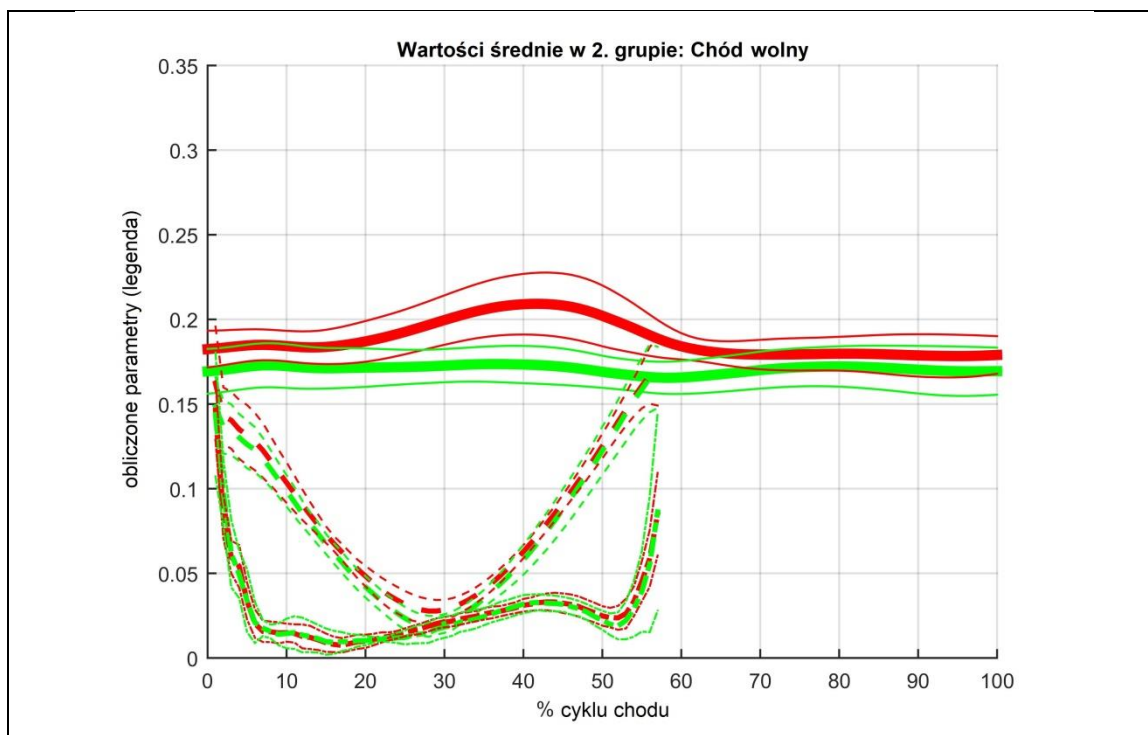
Tab.9. Średnie wartości parametru H dla prawej i lewej kończyny dolnej wśród badanych z grupy pierwszej w warunkach chodu z 3 różnymi prędkościami. Niniejsza tabela nawiązuje do krzywej parametru H z wykresu Rys.20a,b,c.

| Rodzaj chodu | H w 3% GC |        | H w 30% GC |        | H w 57% GC |        | Max lokalne H (faza pojedynczego podporu) |           |        |            |
|--------------|-----------|--------|------------|--------|------------|--------|---|-----------|--------|------------|
|              | Lewa      | Prawa  | Lewa       | Prawa  | Lewa       | Prawa  | Lewa                                      | Lewa % GC | Prawa  | Prawa % GC |
| normalny     | 0,1397    | 0,1427 | 0,0232     | 0,0221 | 0,1042     | 0,1073 | 0,0367                                    | 45        | 0,0355 | 44         |
| szybki       | 0,1165    | 0,1324 | 0,0262     | 0,0269 | 0,0764     | 0,0855 | 0,0415                                    | 45        | 0,0396 | 43         |
| wolny        | 0,1328    | 0,1405 | 0,0193     | 0,0192 | 0,0812     | 0,0788 | 0,0298                                    | 43        | 0,0308 | 44         |

Tab.10. Średnie wartości parametru H dla prawej i lewej kończyny dolnej wśród badanych z grupy drugiej w warunkach chodu z 3 różnymi prędkościami. Niniejsza tabela nawiązuje do krzywej parametru H z wykresu Rys.21a,b,c.

| Rodzaj chodu | H w 3% GC |        | H w 30% GC |        | H w 57% GC |        | Max lokalne H (faza pojedynczego podporu) |           |        |            |
|--------------|-----------|--------|------------|--------|------------|--------|---|-----------|--------|------------|
|              | Lewa      | Prawa  | Lewa       | Prawa  | Lewa       | Prawa  | Lewa                                      | Lewa % GC | Prawa  | Prawa % GC |
| normalny     | 0,0764    | 0,0735 | 0,0248     | 0,0233 | 0,1191     | 0,1018 | 0,0381                                    | 43        | 0,0387 | 44         |
| szybki       | 0,0801    | 0,0747 | 0,0271     | 0,0239 | 0,0624     | 0,053  | 0,0428                                    | 44        | 0,0401 | 44         |
| wolny        | 0,1463    | 0,1438 | 0,0211     | 0,0182 | 0,0849     | 0,0863 | 0,0331                                    | 43        | 0,0329 | 42         |





Rys.21. Przebieg analizowanych parametrów:  $AS_{IA}$ , COP-COM, H w zależności od % cyklu chodu w obrębie drugiej grupy badawczej o niskiej symetrii ruchu kończyn górnych; a) chód normalny, b) chód szybki, c) chód wolny.

#### 4.2. Analiza chodu do tyłu i chodu tandemowego

Chód tandemowy oraz chód do tyłu były stosunkowo trudnymi zadaniami do wykonania. W pojedynczych przypadkach badani doświadczyli chwilowej utraty równowagi, co zostanie szerzej opisane w dalszej części pracy.

Zarówno w pierwszej jak i w drugiej grupie badanych chód do tyłu charakteryzował się największą zmiennością wartości współczynnika korelacji Pearson'a dla parametru  $AS_{IA}$  pomiędzy poszczególnymi osobami, biorąc pod uwagę wszystkie zadania ruchowe. W grupie pierwszej średnia wartość współczynnika korelacji dla parametru  $AS_{IA}$  jest wyraźnie niższa dla chodu do tyłu ( $0,410 \pm 0,355$ ) i chodu tandemowego ( $0,451 \pm 0,278$ ) w porównaniu z chodem po prostym torze, wykonywanym z trzema różnymi prędkościami. Badani z grupy drugiej, charakteryzujący się niską symetrią ruchu kończyn górnych uzyskali jeszcze niższe wartości współczynnika korelacji dla parametru  $AS_{IA}$  w porównaniu do grupy pierwszej, które wynoszą odpowiednio:  $0,330 \pm 0,949$  dla chodu do tyłu oraz  $0,219 \pm 0,170$  dla chodu tandemowego.

Dla obu grup, w chodzie do tyłu oraz w chodzie tandemowym wartości współczynnika korelacji Pearson'a dla parametru COP-COM pozostają wysokie i charakteryzują się małą zmiennością międzyosobniczą, podobnie jak w chodzie z 3 różnymi prędkościami.

Tab.11. Współczynniki korelacji Pearson'a dla analizowanych parametrów w grupie 1. podczas chodu do tyłu i chodu przez przeszkodę.

| Badany                          | Wartości współczynnika korelacji Pearson'a |              |              |              |              |              |
|---------------------------------|--|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
|                                 | chód do tyłu                               |              |              | tandem       |              |              |
|                                 | AS   | COP-COM      | H            | AS           | COP-COM      | H            |
| KM01122022                      | 0,792                                      | 0,861        | 0,902        | 0,848        | 0,992        | 0,930        |
| BR05122022                      | 0,371                                      | 0,895        | 0,840        | 0,441        | 0,920        | 0,948        |
| MP05122022                      | 0,202                                      | 0,935        | 0,732        | 0,302        | 0,945        | 0,893        |
| AM06042022                      | 0,361                                      | 0,965        | 0,609        | 0,802        | 0,936        | 0,950        |
| MM06102022                      | 0,313                                      | 0,943        | 0,778        | 0,574        | 0,952        | 0,967        |
| AS08112022                      | 0,745                                      | 0,979        | 0,774        | 0,521        | 0,994        | 0,917        |
| MS10012022                      | -0,014                                     | 0,967        | 0,884        | 0,325        | 0,991        | 0,957        |
| PZ13122022                      | 0,795                                      | 0,917        | 0,713        | 0,353        | 0,979        | 0,855        |
| SC22112022                      | 0,894                                      | 0,978        | 0,678        | 0,391        | 0,990        | 0,717        |
| DP23112022                      | -0,229                                     | 0,928        | 0,765        | -0,220       | 0,988        | 0,819        |
| OS27102022                      | 0,133                                      | 0,971        | 0,726        | 0,405        | 0,976        | 0,875        |
| ML30112022                      | 0,556                                      | 0,947        | 0,723        | 0,668        | 0,954        | 0,913        |
| <b>Wartość średnia w grupie</b> | <b>0,410</b>                               | <b>0,941</b> | <b>0,760</b> | <b>0,451</b> | <b>0,968</b> | <b>0,895</b> |
| <b>Odchylenie standardowe</b>   | <b>0,355</b>                               | <b>0,036</b> | <b>0,084</b> | <b>0,278</b> | <b>0,025</b> | <b>0,072</b> |

Średnia wartość współczynnika korelacji Pearson'a dla parametru H podczas chodu tandemowego wyniosła  $0,895 \pm 0,072$  w grupie pierwszej oraz  $0,850 \pm 0,044$  w grupie drugiej. Wynik ten jest zbliżony do wartości uzyskiwanych dla chodu po prostym torze. Z kolei w przypadku chodu do tyłu uzyskano niższe wartości współczynnika korelacji Pearson'a dla parametru H:  $0,760 \pm 0,084$  w grupie pierwszej oraz  $0,667 \pm 0,224$  w grupie drugiej. Dodatkowo w grupie drugiej zaobserwowano znaczne różnice w wynikach pomiędzy poszczególnymi badanymi.

Tab.12. Współczynniki korelacji Pearson'a dla analizowanych parametrów w grupie 2. podczas chodu do tyłu i chodu przez przeszkodę.

| Badany                          | Wartości współczynnika korelacji Pearson'a |              |              |              |              |              |
|---------------------------------|--|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
|                                 | chód do tyłu                               |              |              | tandem       |              |              |
|                                 | AS   | COP-COM      | H            | AS           | COP-COM      | H            |
| MT12122022                      | 0,307                                      | 0,970        | 0,650        | -0,088       | 0,995        | 0,947        |
| KW14072022                      | 0,710                                      | 0,943        | 0,673        | 0,189        | 0,990        | 0,910        |
| MD04102022                      | -0,315                                     | 0,715        | 0,764        | 0,390        | 0,947        | 0,680        |
| MD27072022                      | 0,179                                      | 0,731        | 0,543        | 0,397        | 0,989        | 0,879        |
| EM14112022                      | 0,400                                      | 0,874        | 0,318        | 0,276        | 0,978        | 0,842        |
| MB16122022                      | 0,131                                      | 0,841        | 0,826        | 0,118        | 0,939        | 0,863        |
| MR20122022                      | 0,896                                      | 0,922        | 0,894        | 0,248        | 0,954        | 0,830        |
| <b>Wartość średnia w grupie</b> | <b>0,330</b>                               | <b>0,857</b> | <b>0,667</b> | <b>0,219</b> | <b>0,970</b> | <b>0,850</b> |
| <b>Odchylenie standardowe</b>   | <b>0,949</b>                               | <b>0,061</b> | <b>0,224</b> | <b>0,170</b> | <b>0,003</b> | <b>0,044</b> |

Chód do tyłu cechuje niska amplituda wymachu kończyn górnych, bez wyraźnych maksimumów, zarówno w obrębie pierwszej jak i drugiej grupy badawczej (Rys.22a, Rys.23a). Brak wyraźnego maksimum dla parametru  $AS_{IA}$  odnotowano także dla grupy drugiej w przypadku chodu tandemowego (Tabela 14). Przebieg wartości charakteryzuje się małą zmiennością, szczególnie dla prawej kończyny górnej. Z kolei w grupie pierwszej chwila wystąpienia maksimum dla parametru  $AS_{IA}$  w warunkach chodu tandemowego jest zbliżona jak w przypadku chodu szybkiego czy normalnego, jednak amplituda wymachu kończyn górnych jest wyraźnie niższa, gdzie wartości te są zbliżone jak dla chodu wolnego.

Tab.13. Średnie wartości parametru  $AS_{IA}$  dla prawej i lewej kończyny górnej wśród badanych z grupy pierwszej w warunkach chodu do tyłu i chodu tandemowego. Niniejsza tabela nawiązuje do krzywej parametru  $AS_{IA}$  z wykresu Rys.22a,b.

| Rodzaj chodu | AS w 0% GC |        | AS w 50% GC |        | AS w 100% GC |        | Max AS |           |        |            |
|--------------|------------|--------|-------------|--------|--------------|--------|--------|-----------|--------|------------|
|              | Lewa       | Prawa  | Lewa        | Prawa  | Lewa         | Prawa  | Lewa   | Lewa % GC | Prawa  | Prawa % GC |
| do tyłu      | 0,1746     | 0,1799 | 0,1796      | 0,1816 | 0,1712       | 0,1761 | 0,1838 | 40        | 0,1861 | 39         |
| tandem       | 0,1777     | 0,18   | 0,1894      | 0,1868 | 0,1792       | 0,1802 | 0,1927 | 45        | 0,1882 | 46         |

Tab.14. Średnie wartości parametru  $AS_{IA}$  dla prawej i lewej kończyny górnej wśród badanych z grupy drugiej w warunkach chodu do tyłu i chodu tandemowego. Niniejsza tabela nawiązuje do krzywej parametru  $AS_{IA}$  z wykresu Rys.23a,b.

| Rodzaj chodu | AS in 0% GC |        | AS in 50% GC |        | AS in 100% GC |        | Max AS |           |        |            |
|--------------|-------------|--------|--------------|--------|---------------|--------|--------|-----------|--------|------------|
|              | Lewa        | Prawa  | Lewa         | Prawa  | Lewa          | Prawa  | Lewa   | Lewa % GC | Prawa  | Prawa % GC |
| do tyłu      | 0,1927      | 0,1781 | 0,1977       | 0,1848 | 0,1915        | 0,1771 | 0,2028 | 14        | 0,1855 | 46         |
| tandem       | 0,1928      | 0,1841 | 0,196        | 0,1723 | 0,1911        | 0,1785 | 0,2022 | 42        | 0,1868 | 6          |

Podczas chodu do tyłu przebieg średnich wartości dla parametru COP-COM pomiędzy prawą a lewą kończyną dolną odznacza się większą zgodnością wśród grupy pierwszej (Rys.22a). W odróżnieniu od powyższego przypadku w grupie drugiej krzywe te nie nakładają się na siebie (Rys.23a). W grupie drugiej parametr COP-COM osiąga wartość minimalną nieco wcześniej (25-28% cyklu chodu) niż w grupie pierwszej (28-31% cyklu chodu). W przypadku chodu tandemowego obie grupy wykazują wysoką zgodność w przebiegu wartości COP-COM pomiędzy prawą a lewą kończyną dolną (Rys.22b, Rys.23b).

Tab.15. Średnie wartości parametru COP-COM dla prawej i lewej kończyny dolnej wśród badanych z grupy pierwszej w warunkach chodu do tyłu i chodu tandemowego. Niniejsza tabela nawiązuje do krzywej parametru COP-COM z wykresu Rys.22a,b.

| Rodzaj chodu | COP-COM w 3% GC |        | COP-COM w 30% GC |        | COP-COM w 57% GC |        | Min COP-COM |           |        |            |
|--------------|-----------------|--------|------------------|--------|------------------|--------|-------------|-----------|--------|------------|
|              | Lewa            | Prawa  | Lewa             | Prawa  | Lewa             | Prawa  | Lewa        | Lewa % GC | Prawa  | Prawa % GC |
| do tyłu      | 0,1595          | 0,1563 | 0,0272           | 0,0286 | 0,2263           | 0,2179 | 0,0257      | 28        | 0,0285 | 31         |
| tandem       | 0,1574          | 0,1609 | 0,0197           | 0,0156 | 0,2061           | 0,1947 | 0,0165      | 27        | 0,0122 | 28         |



Tab.16. Średnie wartości parametru COP-COM dla prawej i lewej kończyny dolnej wśród badanych z grupy drugiej w warunkach chodu do tyłu i chodu tandemowego. Niniejsza tabela nawiązuje do krzywej parametru COP-COM z wykresu Rys.23a,b.

| Rodzaj chodu | COP-COM w 3% GC |        | COP-COM w 30% GC |        | COP-COM w 57% GC |        | Min COP-COM |           |        |            |
|--------------|-----------------|--------|------------------|--------|------------------|--------|-------------|-----------|--------|------------|
|              | Lewa            | Prawa  | Lewa             | Prawa  | Lewa             | Prawa  | Lewa        | Lewa % GC | Prawa  | Prawa % GC |
| do tyłu      | 0,1416          | 0,1645 | 0,035            | 0,0337 | 0,2125           | 0,2139 | 0,0269      | 25        | 0,033  | 28         |
| tandem       | 0,1426          | 0,1421 | 0,0176           | 0,0146 | 0,1925           | 0,1822 | 0,0158      | 28        | 0,0096 | 27         |

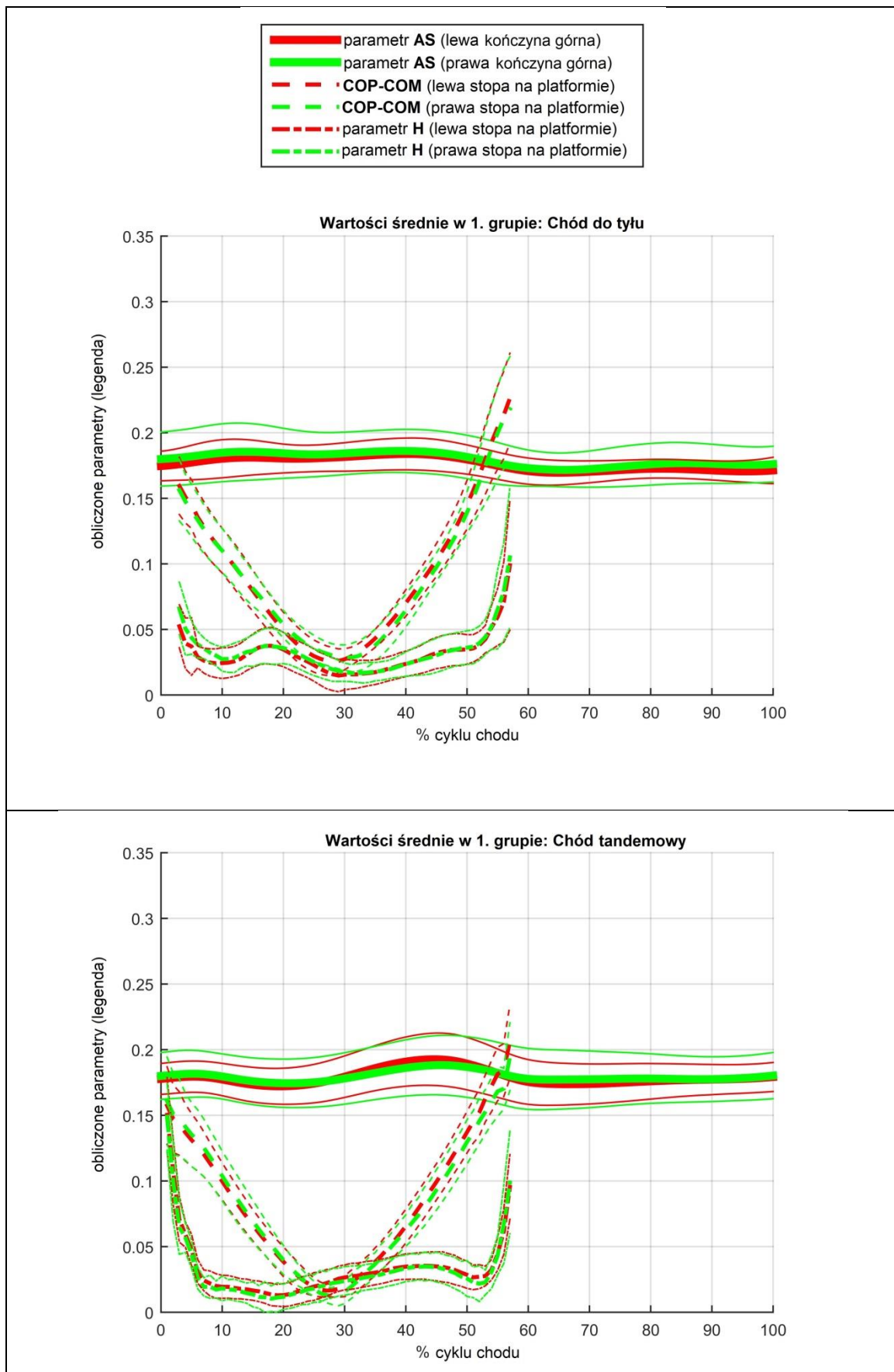
Inną istotną różnicą pomiędzy chodem do tyłu a chodem po prostym torze czy chodem tandemowym jest chwila wystąpienia maksimum lokalnego dla parametru H podczas trwania fazy pojedynczego podporu. Dla chodu do tyłu owe maksimum lokalne występuje przed wystąpieniem środkowej fazy podparcia (< 30% cyklu chodu), a więc wcześniej w porównaniu do pozostałych, przytoczonych powyżej rodzajów chodu. Reguła ta obowiązuje w obu grupach. Dokładne wartości dla parametru H przedstawiono w Tabeli 17 oraz 18.

Tab.17. Średnie wartości parametru H dla prawej i lewej kończyny dolnej wśród badanych z grupy pierwszej w warunkach chodu do tyłu i chodu tandemowego. Niniejsza tabela nawiązuje do krzywej parametru H z wykresu Rys.22a,b.

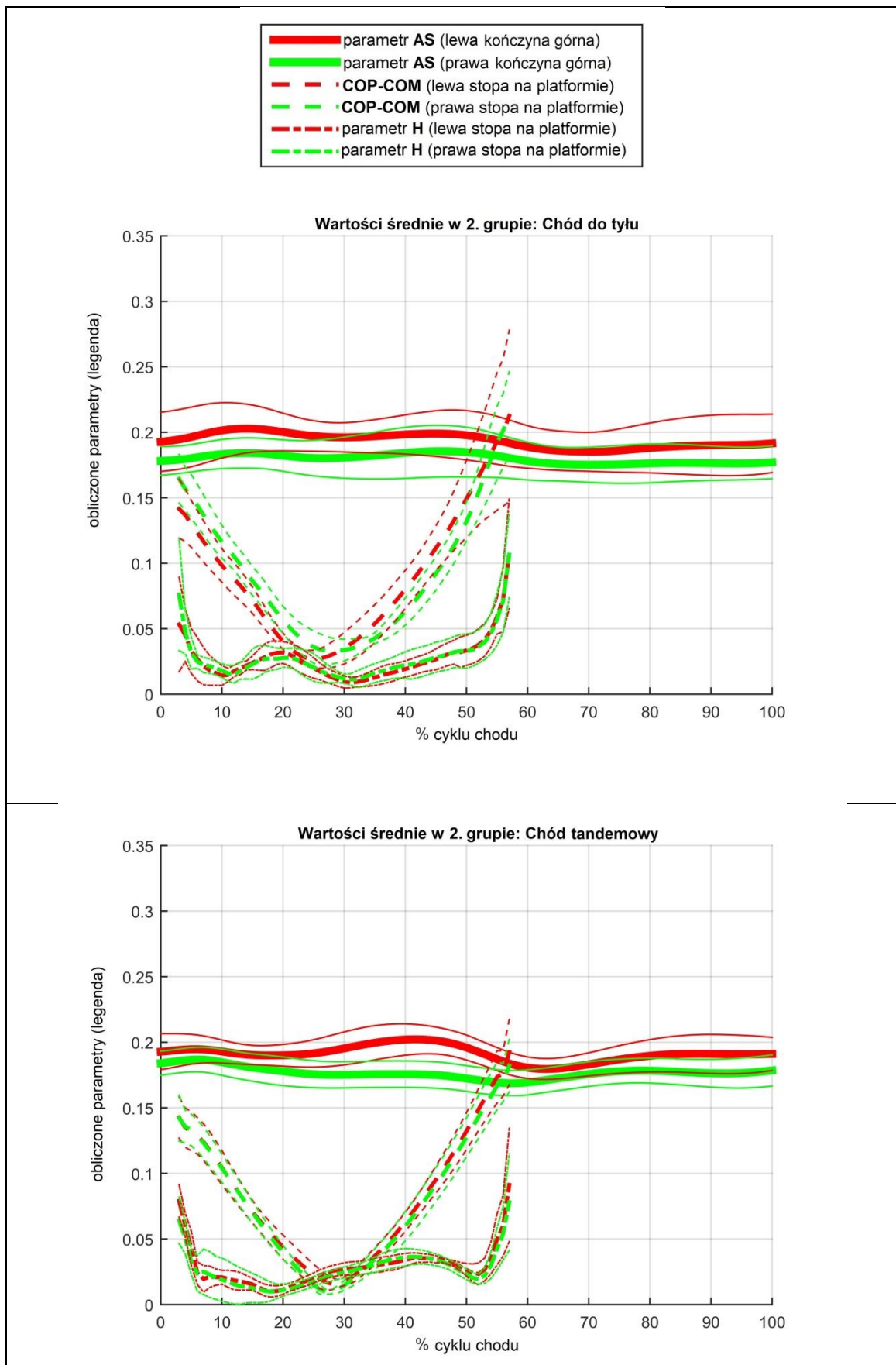
| Rodzaj chodu | H w 3% GC |        | H w 30% GC |        | H w 57% GC |        | Max lokalne H (faza pojedynczego podporu) |           |        |            |
|--------------|-----------|--------|------------|--------|------------|--------|---|-----------|--------|------------|
|              | Lewa      | Prawa  | Lewa       | Prawa  | Lewa       | Prawa  | Lewa                                      | Lewa % GC | Prawa  | Prawa % GC |
| do tyłu      | 0,0524    | 0,066  | 0,0155     | 0,0174 | 0,0989     | 0,1049 | 0,0375                                    | 17        | 0,0374 | 17         |
| tandem       | 0,1504    | 0,1488 | 0,0265     | 0,0239 | 0,0954     | 0,0988 | 0,0354                                    | 43        | 0,0349 | 43         |

Tab.18. Średnie wartości parametru H dla prawej i lewej kończyny dolnej wśród badanych z grupy drugiej w warunkach chodu do tyłu i chodu tandemowego. Niniejsza tabela nawiązuje do krzywej parametru H z wykresu Rys.23a,b.

| Rodzaj chodu | H w 3% GC |        | H w 30% GC |        | H w 57% GC |        | Max lokalne H (faza pojedynczego podporu) |           |        |            |
|--------------|-----------|--------|------------|--------|------------|--------|---|-----------|--------|------------|
|              | Lewa      | Prawa  | Lewa       | Prawa  | Lewa       | Prawa  | Lewa                                      | Lewa % GC | Prawa  | Prawa % GC |
| do tyłu      | 0,0532    | 0,076  | 0,0093     | 0,012  | 0,1075     | 0,1065 | 0,0318                                    | 20        | 0,0278 | 21         |
| tandem       | 0,079     | 0,0642 | 0,0272     | 0,0245 | 0,0912     | 0,078  | 0,0358                                    | 42        | 0,0364 | 41         |



Rys.22. Przebieg analizowanych parametrów:  $AS_{IA}$ , COP-COM, H w zależności od % cyklu chodu w obrębie pierwszej grupy badawczej; a) chód do tyłu, b) chód tandemowy.



Rys.23. Przebieg analizowanych parametrów:  $AS_{IA}$ , COP-COM, H w zależności od % cyklu chodu w obrębie drugiej grupy badawczej; a) chód do tyłu, b) chód tandemowy.

W niektórych przypadkach, tak jak dla chodu do tyłu czy chodu tandemowego w grupie pierwszej (Rys.22a, Rys.22b), wykresy przedstawiające średni przebieg wartości parametru  $AS_{IA}$  dla prawej i lewej kończyny górnej nie ukazują niskich wartości współczynnika korelacji Pearson'a dla parametru  $AS_{IA}$  w obrębie tej grupy ze względu na niską amplitudę wymachu kończyn górnych, ale też z powodu innej dziedziny wartości pomiędzy przypadkiem, gdy analizie podlega tylko grupa jako całość, a przypadkiem, gdy każdy badany analizowany jest osobno. Z tego względu, aby nie utracić części danych i odpowiednio ująć różnice dotyczące ruchu kończyn górnych, współczynniki korelacji Pearson'a są obliczane według procedury opisanej na początku niniejszego rozdziału.

### 4.3. Analiza chodu przez przeszkodę

Przekraczanie przeszkody angażuje prawą i lewą stronę ciała w odmienny sposób, co odzwierciedlone jest przez znaczne różnice w wartościach analizowanych parametrów pomiędzy kończyną prawą a lewą (zarówno w przypadku, gdy analizie podlegają kończyny górne jak i dolne). W grupie pierwszej, w przypadku, gdy przeszkoda jest ustawiona przed platformą siłową, symetria ruchu kończyn górnych jest najmniejsza (najniższa średnia wartość współczynnika korelacji Pearson'a w grupie dla parametru  $AS_{IA} = 0,263 \pm 0,238$ ), w porównaniu z pozostałymi zadaniami ruchowymi. Również w grupie drugiej uzyskano wyjątkowo niskie wartości współczynnika korelacji Pearson'a dla parametru  $AS_{IA} = 0,090 \pm 0,461$ , podczas wykonywania tego zadania. Biorąc pod uwagę obie grupy oraz wszystkie zadania ruchowe, chód przez przeszkodę, z przeszkodą ustawioną przed platformą, cechuje także najniższy współczynnik korelacji Pearson'a dla parametru COP-COM, co wskazuje na gorszą symetrię ruchu kończyn dolnych niż w pozostałych zadaniami ruchowych. W obu grupach współczynnik korelacji Pearson'a dla parametru H, podczas chodu przez przeszkodę z przeszkodą ustawioną przed platformą jest niższy niż w przypadku chodu po prostym torze, wykonywanym z 3 różnymi prędkościami czy chodu tandemowego.

Chód przez przeszkodę z przeszkodą ustawioną za platformą również cechuje niska symetria ruchu kończyn górnych. W grupie pierwszej średnia wartość współczynnika korelacji Pearson'a dla parametru  $AS_{IA}$  wyniosła:  $0,414 \pm 0,266$ , natomiast w grupie drugiej:  $-0,030 \pm 1,077$ . Dodatkowo w obu grupach dla tego zadania ruchowego odnotowano najniższą wartość współczynnika korelacji Pearson'a dla parametru H, biorąc pod uwagę wszystkie zadania ruchowe. W grupie pierwszej wartość ta wynosi:  $0,552 \pm 0,263$ , a w grupie drugiej:  $0,641 \pm 0,355$ .

Tab.19. Współczynniki korelacji Pearson'a dla analizowanych parametrów w grupie 1. podczas chodu przez przeszkodę.

| Badany                          | Wartości współczynnika korelacji Pearson'a |              |              |                         |              |              |
|---------------------------------|--|--------------|--------------|-------------------------|--------------|--------------|
|                                 | przeszkoda PRZED platformą                 |              |              | przeszkoda ZA platformą |              |              |
|                                 | AS   | COP-COM      | H            | AS                      | COP-COM      | H            |
| KM01122022                      | 0,340                                      | 0,854        | 0,776        | 0,661                   | 0,967        | 0,621        |
| BR05122022                      | 0,356                                      | 0,593        | 0,744        | 0,436                   | 0,867        | 0,691        |
| MP05122022                      | 0,231                                      | 0,858        | 0,832        | 0,009                   | 0,921        | 0,778        |
| AM06042022                      | 0,310                                      | 0,696        | 0,849        | 0,843                   | 0,946        | 0,769        |
| MM06102022                      | -0,094                                     | 0,894        | 0,894        | 0,287                   | 0,966        | 0,783        |
| AS08112022                      | 0,530                                      | 0,830        | 0,829        | 0,705                   | 0,811        | 0,405        |
| MS10012022                      | 0,496                                      | 0,690        | 0,573        | 0,273                   | 0,920        | 0,043        |
| PZ13122022                      | -0,020                                     | 0,890        | 0,866        | 0,474                   | 0,971        | 0,469        |
| SC22112022                      | 0,657                                      | 0,897        | 0,703        | 0,353                   | 0,975        | 0,069        |
| DP23112022                      | 0,257                                      | 0,955        | 0,927        | 0,598                   | 0,901        | 0,800        |
| OS27102022                      | 0,153                                      | 0,897        | 0,669        | 0,363                   | 0,888        | 0,587        |
| ML30112022                      | -0,059                                     | 0,841        | 0,814        | -0,040                  | 0,658        | 0,610        |
| <b>Wartość średnia w grupie</b> | <b>0,263</b>                               | <b>0,824</b> | <b>0,790</b> | <b>0,414</b>            | <b>0,899</b> | <b>0,552</b> |
| <b>Odchylenie standardowe</b>   | <b>0,238</b>                               | <b>0,108</b> | <b>0,102</b> | <b>0,266</b>            | <b>0,090</b> | <b>0,263</b> |

Tab.20. Współczynniki korelacji Pearson'a dla analizowanych parametrów w grupie 2. podczas chodu przez przeszkodę.

| Badany                          | Wartości współczynnika korelacji Pearson'a |              |              |                         |              |              |
|---------------------------------|--|--------------|--------------|-------------------------|--------------|--------------|
|                                 | przeszkoda PRZED platformą                 |              |              | przeszkoda ZA platformą |              |              |
|                                 | AS   | COP-COM      | H            | AS                      | COP-COM      | H            |
| MT12122022                      | 0,337                                      | 0,920        | 0,900        | 0,152                   | 0,970        | 0,777        |
| KW14072022                      | -0,423                                     | 0,831        | 0,794        | -0,234                  | 0,890        | 0,373        |
| MD04102022                      | -0,046                                     | 0,855        | 0,380        | -0,261                  | 0,723        | 0,718        |
| MD27072022                      | 0,122                                      | 0,811        | 0,749        | 0,736                   | 0,989        | 0,730        |
| EM14112022                      | 0,393                                      | 0,933        | 0,839        | -0,556                  | 0,891        | 0,224        |
| MB16122022                      | 0,233                                      | 0,883        | 0,543        | -0,229                  | 0,974        | 0,863        |
| MR20122022                      | 0,015                                      | 0,750        | 0,721        | 0,186                   | 0,923        | 0,806        |
| <b>Wartość średnia w grupie</b> | <b>0,090</b>                               | <b>0,855</b> | <b>0,704</b> | <b>-0,030</b>           | <b>0,908</b> | <b>0,641</b> |
| <b>Odchylenie standardowe</b>   | <b>0,461</b>                               | <b>0,025</b> | <b>0,198</b> | <b>1,077</b>            | <b>0,050</b> | <b>0,355</b> |

W przypadku gdy przeszkoda jest ustawiona przed platformą, w obu grupach można zaobserwować, że amplituda wymachu kończyn górnych jest niewielka, a przebieg średnich wartości dla parametru  $AS_{IA}$  dla prawej i lewej kończyny w widoczny sposób różni się od siebie (Rys.24a, Rys.25a), na co wskazują też niskie wartości współczynnika korelacji Pearson'a dla tego parametru (Tabela 19 oraz 20). Zarówno w pierwszej jak i w drugiej grupie badanych nie obserwuje się wyraźnego maksimum dla parametru  $AS_{IA}$ . W grupie pierwszej, w punktach charakterystycznych: 0%, 50% oraz 100% cyklu chodu, wartości  $AS_{IA}$  dla prawej i lewej kończyny górnej są do siebie

bardzo zbliżone (Tabela 21). W kolejnym zadaniu, gdy przeszkoda jest ustawiona za platformą, w grupie pierwszej występuje wyraźne maksimum dla parametru  $AS_{IA}$  w 35-36% cyklu chodu, jednak w grupie drugiej nie obserwuje się podobnej zależności. Ponadto w grupie drugiej wymach lewą kończyną górną charakteryzuje się większą amplitudą w porównaniu do kończyny prawej, co obserwuje się w całym przedziale wartości (Rys.25b). Wśród badanych z grupy drugiej widoczna jest duża zmienność ruchu kończyn górnych podczas wykonywania zadań z udziałem przeszkody, niezależnie od tego, czy przeszkoda znajduje się przed czy za platformą siłową.

Tab.21. Średnie wartości parametru  $AS_{IA}$  dla prawej i lewej kończyny górnej wśród badanych z grupy pierwszej w warunkach chodu przez przeszkodę. Niniejsza tabela nawiązuje do krzywej parametru  $AS_{IA}$  z wykresu Rys.24a,b.

| Rodzaj zadania   | AS w 0% GC |        | AS w 50% GC |        | AS w 100% GC |        | Max AS |           |        |            |
|------------------|------------|--------|-------------|--------|--------------|--------|--------|-----------|--------|------------|
|                  | Lewa       | Prawa  | Lewa        | Prawa  | Lewa         | Prawa  | Lewa   | Lewa % GC | Prawa  | Prawa % GC |
| Przeszkoda PRZED | 0,1724     | 0,1761 | 0,1737      | 0,1797 | 0,1721       | 0,1715 | 0,1862 | 29        | 0,1813 | 39         |
| Przeszkoda ZA    | 0,1787     | 0,1765 | 0,18        | 0,1777 | 0,1757       | 0,172  | 0,1981 | 35        | 0,1903 | 36         |

Tab.22. Średnie wartości parametru  $AS_{IA}$  dla prawej i lewej kończyny górnej wśród badanych z grupy drugiej w warunkach chodu przez przeszkodę. Niniejsza tabela nawiązuje do krzywej parametru  $AS_{IA}$  z wykresu Rys.25a,b.

| Rodzaj zadania   | AS w 0% GC |        | AS w 50% GC |        | AS w 100% GC |        | Max AS |           |        |            |
|------------------|------------|--------|-------------|--------|--------------|--------|--------|-----------|--------|------------|
|                  | Lewa       | Prawa  | Lewa        | Prawa  | Lewa         | Prawa  | Lewa   | Lewa % GC | Prawa  | Prawa % GC |
| Przeszkoda PRZED | 0,1926     | 0,1882 | 0,1902      | 0,1819 | 0,1932       | 0,1805 | 0,1947 | 35        | 0,1934 | 8          |
| Przeszkoda ZA    | 0,198      | 0,1798 | 0,1951      | 0,1741 | 0,1944       | 0,1845 | 0,2002 | 39        | 0,1845 | 100        |

W Tabelach 23-26 przedstawiono średnie wartości dla parametru COP-COM oraz H wśród obu grup badanych, gdzie skrót P1 oznacza pierwszą platformę siłową, natomiast P2 drugą platformę siłową. Wartości P1 odnoszą się do tej kończyny dolnej, która w trakcie ruchu przechodzi przez pierwszą platformę. W analogiczny sposób należy rozpatrywać wartości P2 w odniesieniu do drugiej platformy. W obu grupach w przypadku przeszkody przed platformą odnotowano istotne różnice w wartościach parametru COP-COM w chwili uderzenia pięty o podłoże pomiędzy prawą a lewą kończyną dolną. Wartość parametru dla kończyny znajdującej się na pierwszej platformie jest w obu grupach ponad 1,5 razy większa od wartości parametru dla drugiej kończyny. Jest to jednocześnie największa wartość parametru COP-COM w całym przedziale % cyklu chodu. Z kolei w drugim przypadku, gdy przeszkoda jest ustawiona za platformą, parametr COP-COM osiąga wartość maksymalną w chwili oderwania palców od podłoża (w pobliżu 60% cyklu chodu) i jest on większy dla tej kończyny, która znajduje się na drugiej platformie.

Tab.23. Średnie wartości parametru COP-COM dla prawej i lewej kończyny dolnej wśród badanych z grupy pierwszej w warunkach chodu przez przeszkodę. Niniejsza tabela nawiązuje do krzywej parametru COP-COM z wykresu Rys.24a,b.

| Rodzaj zadania   | COP-COM w 3% GC |        | COP-COM w 30% GC |        | COP-COM w 57% GC |        | Min COP-COM |         |        |         |
|------------------|-----------------|--------|------------------|--------|------------------|--------|-------------|---------|--------|---------|
|                  | P1              | P2     | P1               | P2     | P1               | P2     | P1          | P1 % GC | P2     | P2 % GC |
| Przeszkoda PRZED | 0,2252          | 0,1343 | 0,0257           | 0,0318 | 0,2034           | 0,2359 | 0,0257      | 30      | 0,0267 | 26      |
| Przeszkoda ZA    | 0,1611          | 0,1506 | 0,0302           | 0,0225 | 0,1776           | 0,2288 | 0,0296      | 29      | 0,0225 | 30      |

Tab.24. Średnie wartości parametru COP-COM dla prawej i lewej kończyny dolnej wśród badanych z grupy drugiej w warunkach chodu przez przeszkodę. Niniejsza tabela nawiązuje do krzywej parametru COP-COM z wykresu Rys.25a,b.

| Rodzaj zadania   | COP-COM w 3% GC |        | COP-COM w 30% GC |        | COP-COM w 57% GC |        | Min COP-COM |         |        |         |
|------------------|-----------------|--------|------------------|--------|------------------|--------|-------------|---------|--------|---------|
|                  | P1              | P2     | P1               | P2     | P1               | P2     | P1          | P1 % GC | P2     | P2 % GC |
| Przeszkoda PRZED | 0,2446          | 0,1433 | 0,0271           | 0,0361 | 0,2174           | 0,2188 | 0,0268      | 29      | 0,0319 | 27      |
| Przeszkoda ZA    | 0,154           | 0,1517 | 0,0247           | 0,0296 | 0,1777           | 0,2389 | 0,0232      | 28      | 0,027  | 28      |

Podczas chodu przez przeszkodę przebieg wartości parametru H cechuje się większą zmiennością w porównaniu z pozostałymi zadaniami ruchowymi, w szczególności wśród badanych z grupy drugiej. W obu grupach dostrzeżono istotną prawidłowość podczas chodu przez przeszkodę, gdy była ona ustawiona za platformą: biorąc pod uwagę fazę pojedynczego podporu, średnie wartości parametru H dla kończyny dolnej znajdującej na drugiej platformie były wyraźnie wyższe niż wartości dla kończyny znajdującej się na pierwszej platformie siłowej. W grupie pierwszej średnia wartość parametru H w 30% cyklu chodu dla kończyny będącej na drugiej platformie siłowej jest prawie 2 razy większa w porównaniu z wartością dla kończyny będącej na pierwszej platformie (Tabela 25), natomiast w grupie drugiej różnica ta jest jeszcze większa (Tabela 26).

Tab.25. Średnie wartości parametru H dla prawej i lewej kończyny dolnej wśród badanych z grupy pierwszej w warunkach chodu przez przeszkodę. Niniejsza tabela nawiązuje do krzywej parametru H z wykresu Rys.24a,b.

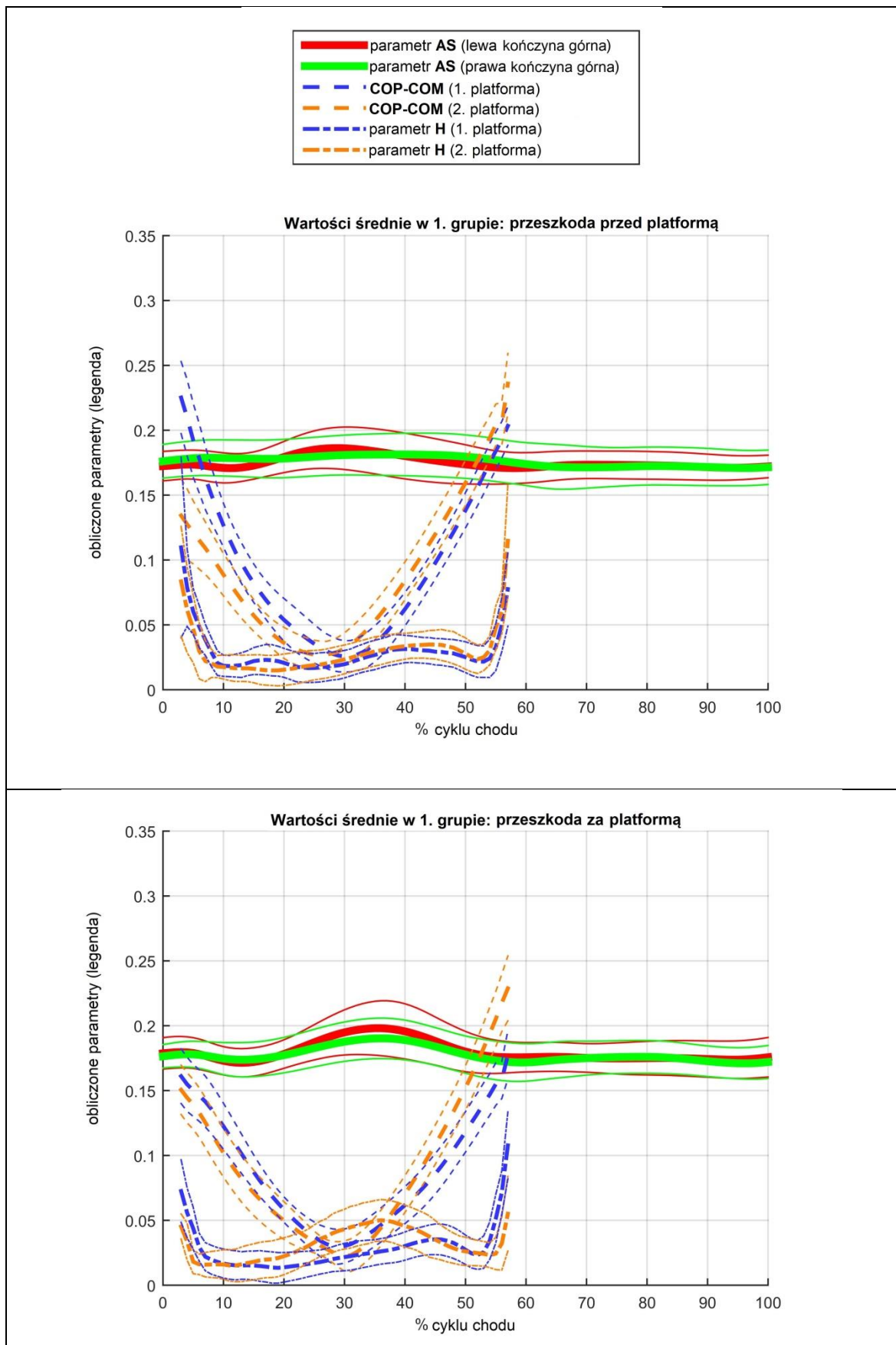
| Rodzaj zadania   | H w 3% GC |        | H w 30% GC |        | H w 57% GC |        | Max lokalne H (faza pojedynczego podporu) |         |        |         |
|------------------|-----------|--------|------------|--------|------------|--------|---|---------|--------|---------|
|                  | P1        | P2     | P1         | P2     | P1         | P2     | P1  | P1 % GC | P2     | P2 % GC |
| Przeszkoda PRZED | 0,1097    | 0,0835 | 0,0197     | 0,0234 | 0,0775     | 0,1148 | 0,0314                                    | 40      | 0,0348 | 44      |
| Przeszkoda ZA    | 0,0726    | 0,0453 | 0,0217     | 0,0432 | 0,1077     | 0,0551 | 0,0354                                    | 45      | 0,0501 | 36      |

Tab.26. Średnie wartości parametru  $H$  dla prawej i lewej kończyny dolnej wśród badanych z grupy drugiej w warunkach chodu przez przeszkodę. Niniejsza tabela nawiązuje do krzywej parametru  $H$  z wykresu Rys.25a,b.

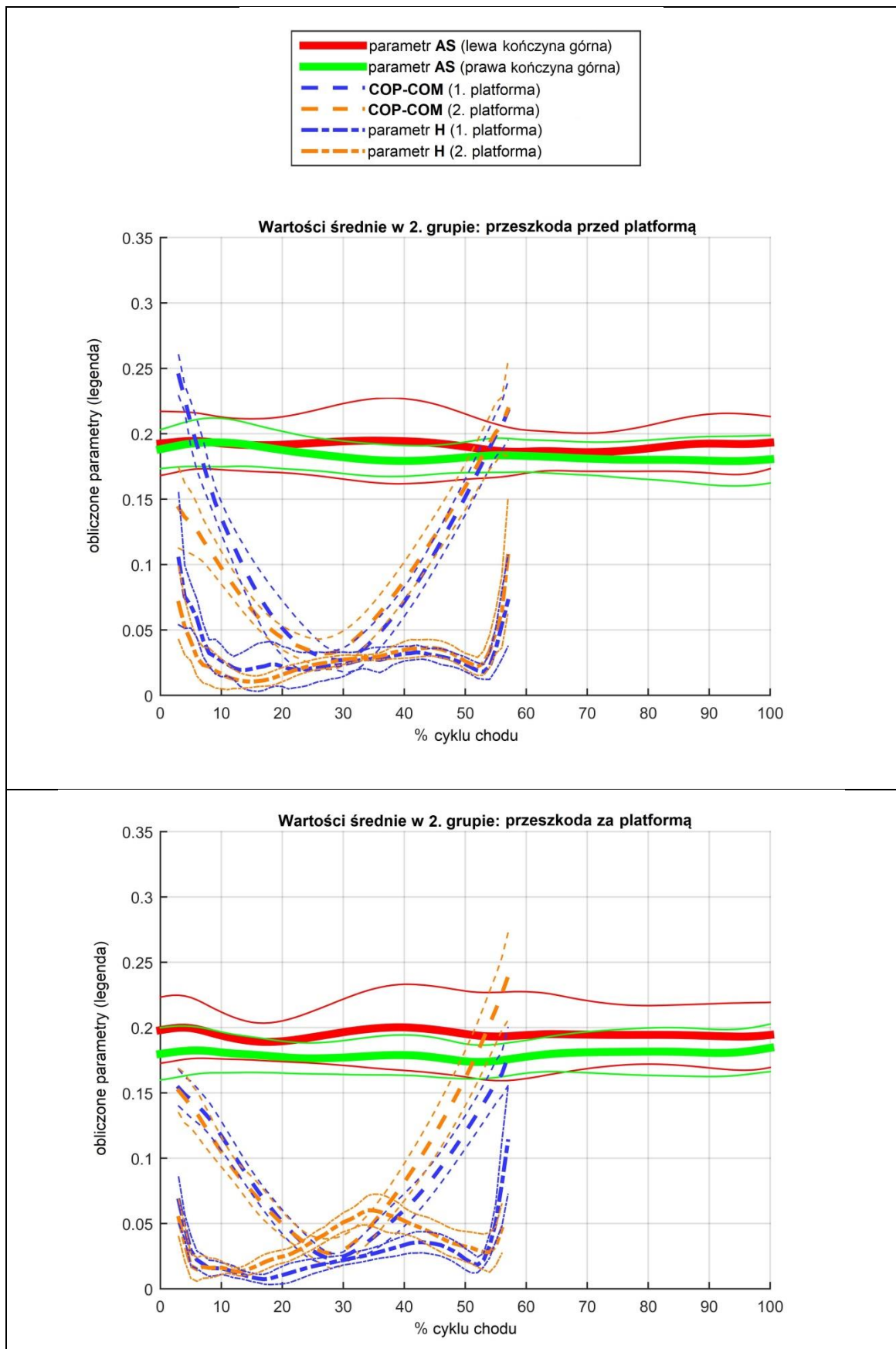
|                  | H w 3% GC |        | H w 30% GC |        | H w 57% GC |        | Max lokalne H (faza pojedynczego podporu) |            |        |            |
|------------------|-----------|--------|------------|--------|------------|--------|---|------------|--------|------------|
|                  | P1        | P2     | P1         | P2     | P1         | P2     | P1  | P1<br>% GC | P2     | P2<br>% GC |
| Przeszkoda PRZED | 0,1044    | 0,0706 | 0,0238     | 0,0272 | 0,0722     | 0,1066 | 0,0329                                    | 42         | 0,0364 | 44         |
| Przeszkoda ZA    | 0,0677    | 0,0542 | 0,0219     | 0,0509 | 0,113      | 0,046  | 0,0357                                    | 43         | 0,0601 | 34         |

Przebieg wartości dla wszystkich 3 parametrów w obrębie obu grup badanych w trakcie wykonywania chodu przez przeszkodę przedstawiono na wykresach Rys.24-Rys.25.





Rys.24. Przebieg analizowanych parametrów:  $AS_{IA}$ , COP-COM, H w zależności od % cyklu chodu w obrębie pierwszej grupy badawczej; a) przeszkoda przed platformą, b) przeszkoda za platformą.



Rys.25. Przebieg analizowanych parametrów:  $AS_{IA}$ , COP-COM, H w zależności od % cyklu chodu w obrębie drugiej grupy badawczej; a) przeszkoda przed platformą, b) przeszkoda za platformą.

#### 4.4. Pojedyncze przypadki chwilowej utraty stabilności

W niektórych przypadkach badani doświadczyli chwilowej utraty stabilności. Rejestrację ruchu tego typu traktowano jako nieprawidłowe wykonanie zadania, co skutkowało koniecznością ponowienia próby. Jednakże nagrania te pozostawiono w bazie danych jako dodatkowy materiał do analizy. W tabeli 27 przedstawiono współczynniki korelacji Pearson'a dla tego typu prób. We wszystkich tych próbach badani odzyskali równowagę, dzięki czemu w żadnym z omawianych przypadków nie doszło do upadku.

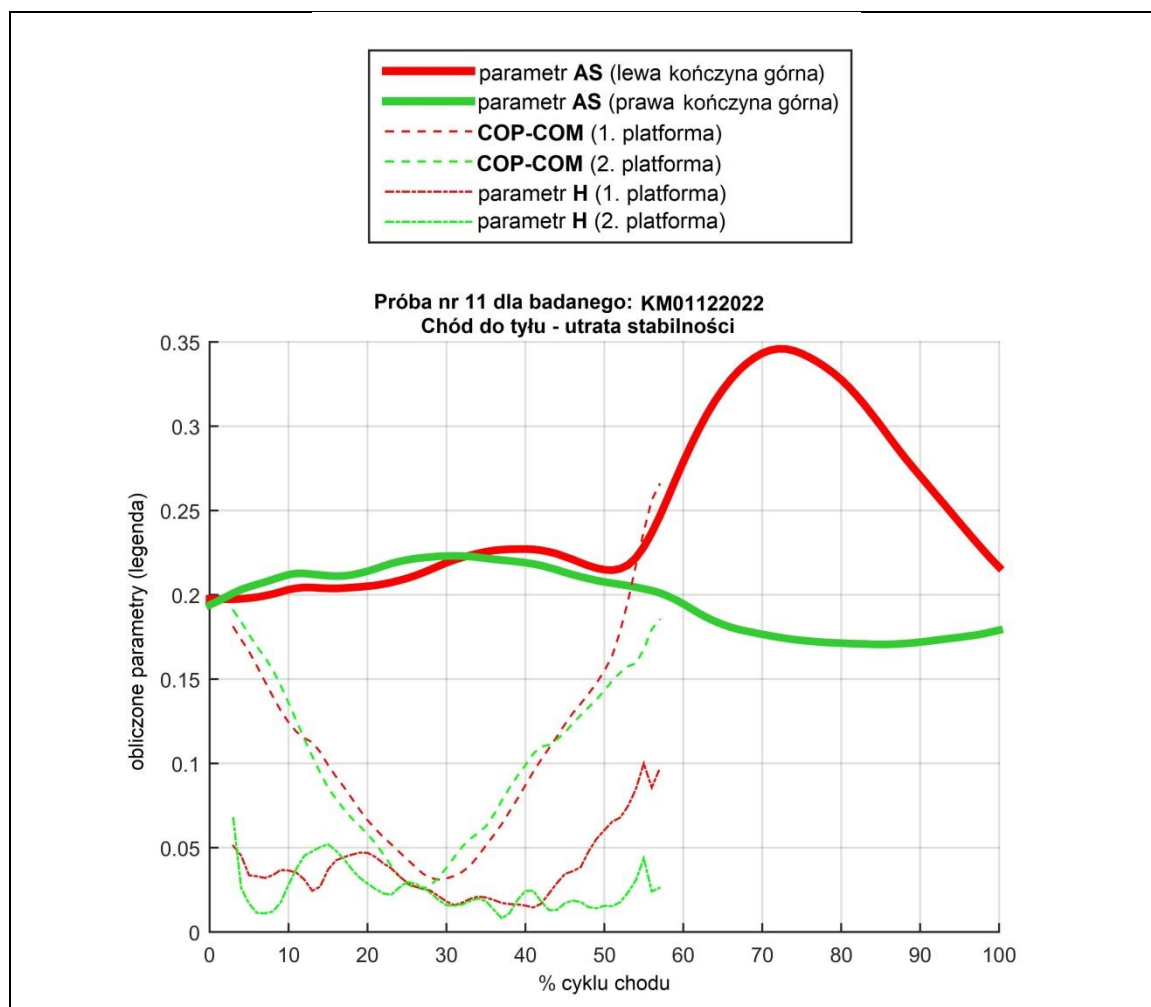
Tab.27. Współczynniki korelacji Pearson'a dla 3 różnych badanych podczas prób z chwilową utratą stabilności.

| Badany     | Wartości współczynnika korelacji Pearson'a dla prób z utratą stabilności |         |        | Rodzaj zadania ruchowego |
|------------|--|---------|--------|--------------------------|
|            | AS   | COP-COM | H      |                          |
| KM01122022 | -0,7745  | 0,9354  | 0,6866 | chód do tyłu             |
| BR05122022 | -0,2281  | 0,6297  | 0,4682 | chód do tyłu             |
| AM06042022 | -0,7320  | 0,8240  | 0,8815 | chód tandemowy           |

Niezależnie od rodzaju zadania ruchowego, podczas którego nastąpiła chwilowa utrata stabilności, wszyscy badani uzyskali ujemny współczynnik korelacji dla parametru  $AS_{IA}$ . Uzyskane wartości są zdecydowanie niższe w porównaniu to średnich wartości z prób w obrębie określonego zadania ruchowego dla poszczególnych badanych. Odwołując się do Tabeli 11, dla badanego KM01122022, wartość ta wynosi 0,792; badany BR05122022 uzyskał wynik 0,371; natomiast dla badanego AM06042022 średnia wartość współczynnika korelacji Pearson'a dla parametru  $AS_{IA}$  podczas prawidłowo wykonanych prób jest równa 0,802. Porównanie to wraz z ujemnymi współczynnikami korelacji dla prób, przedstawionych w Tabeli 27, oznaczają brak symetrii ruchu kończyn górnych dla prób z chwilową utratą stabilności.

Biorąc pod uwagę współczynnik korelacji Pearson'a dla parametru COP-COM i powiązaną z nim symetrię ruchu kończyn dolnych, każdy z badanych przyjmuje odmienny sposób poruszania się, co jest też widoczne na wykresach Rys.26 - Rys.28 w postaci różnic w przebiegu krzywych dla parametru COP-COM pomiędzy poszczególnymi badanymi. Badanego KM01122022 cechuje wyższy współczynnik korelacji dla parametru COP-COM dla próby z chwilową utratą stabilności w porównaniu do wartości średniej, uzyskanej podczas prawidłowo wykonanego chodu do tyłu, równej 0,861. Z kolei dla badanego BR05122022 sytuacja, w której dochodzi do utraty stabilności skutkuje wyraźnie niższą symetrią ruchu kończyn górnych, gdzie dla prawidłowo wykonanego zadania współczynnik korelacji wynosił 0,895. Również dla badanego AM06042022 obserwuje się spadek wartości współczynnika korelacji, gdy dochodzi do chwilowej utraty stabilności w porównaniu do średniej wartości z prób dla chodu tandemowego, równej 0,936.

W przypadku chwilowej utraty stabilności, dla wszystkich 3 badanych zaobserwowano wyraźny spadek w wartościach współczynnika korelacji Pearson'a dla parametru H. Największą różnicę odnotowano dla badanego BR05122022, co odzwierciedlają także wyniki przedstawione na wykresie Ryc.27, gdzie krzywe dla parametru H dla prawej i lewej kończyny dolnej będącej na platformie, mają wyraźnie odmienny przebieg, na co wskazują także duże różnice w wartościach z Tabeli 30.

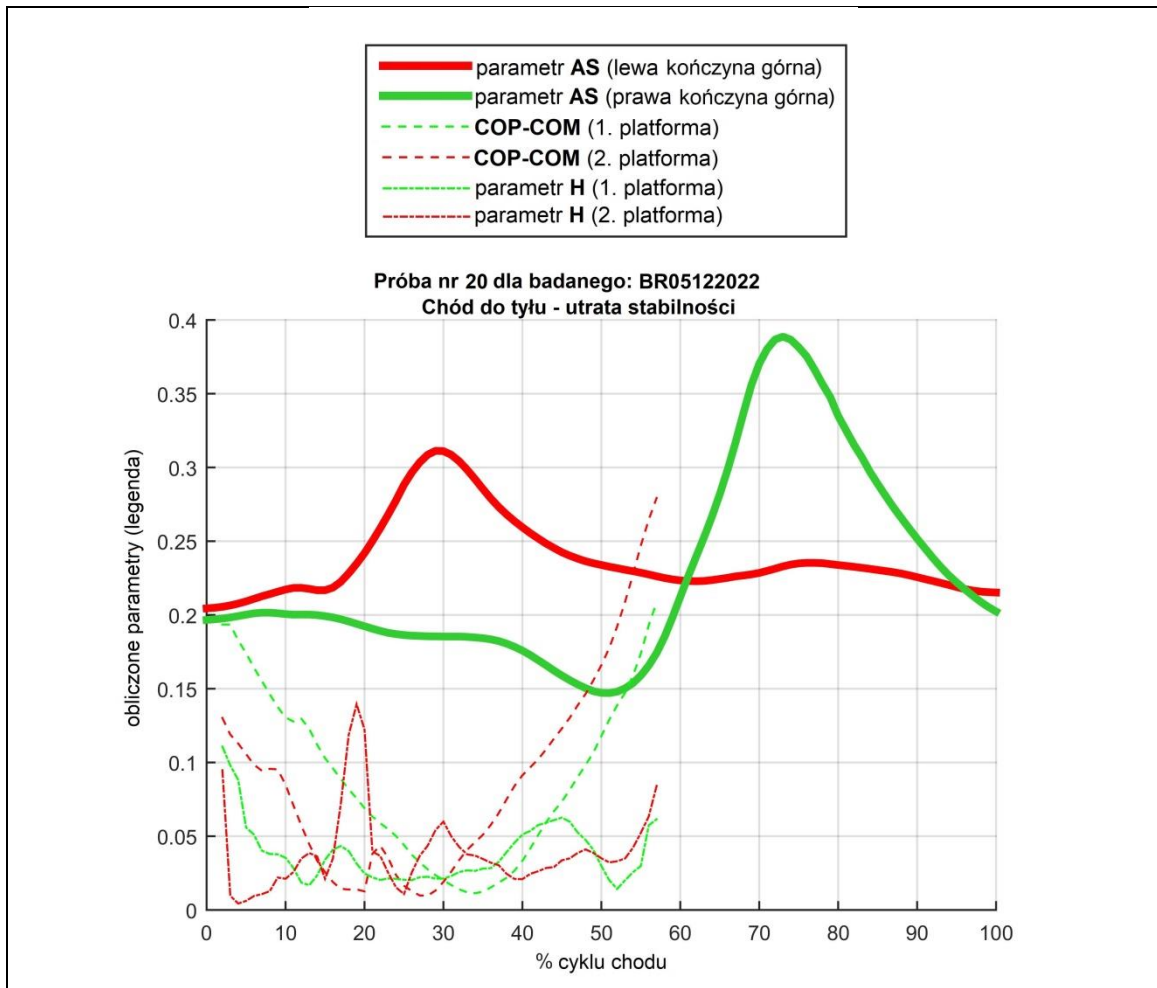


Rys.26. Przebieg analizowanych parametrów:  $AS_{IA}$ , COP-COM, H w zależności od % cyklu chodu dla badanego KM01122022 podczas próby z chwilową utratą stabilności.

W celu odzyskania równowagi badany KM01122022 wykonuje intensywny wymach lewą kończyną górną (Rys.26, Tabela 28), o zwiększonej amplitudzie w stosunku do prób, gdzie ruch podczas chodu i innych wykonywanych ćwiczeń był stabilny. W żadnym z wcześniej omawianych przypadków, obejmujących stabilne wykonanie wszystkich zadań ruchowych, nie odnotowano tak wysokich wartości dla parametru  $AS_{IA}$  jak w sytuacji chwilowej utraty stabilności. Dla badanego KM01122022 maksimum parametru  $AS_{IA}$  dla lewej kończyny górnej wystąpiło w 72% cyklu chodu, a jego wartość wyniosła: 0,3459. Odzyskując równowagę badany w mniejszym stopniu używa prawej kończyny górnej, jednakże maksymalna amplituda wymachu, występująca w 31% cyklu chodu, równa 0,2231 pozostaje większa w

stosunku do średnich wartości parametru  $AS_{IA}$  w 1. grupie badanych, podczas stabilnego chodu do tyłu.

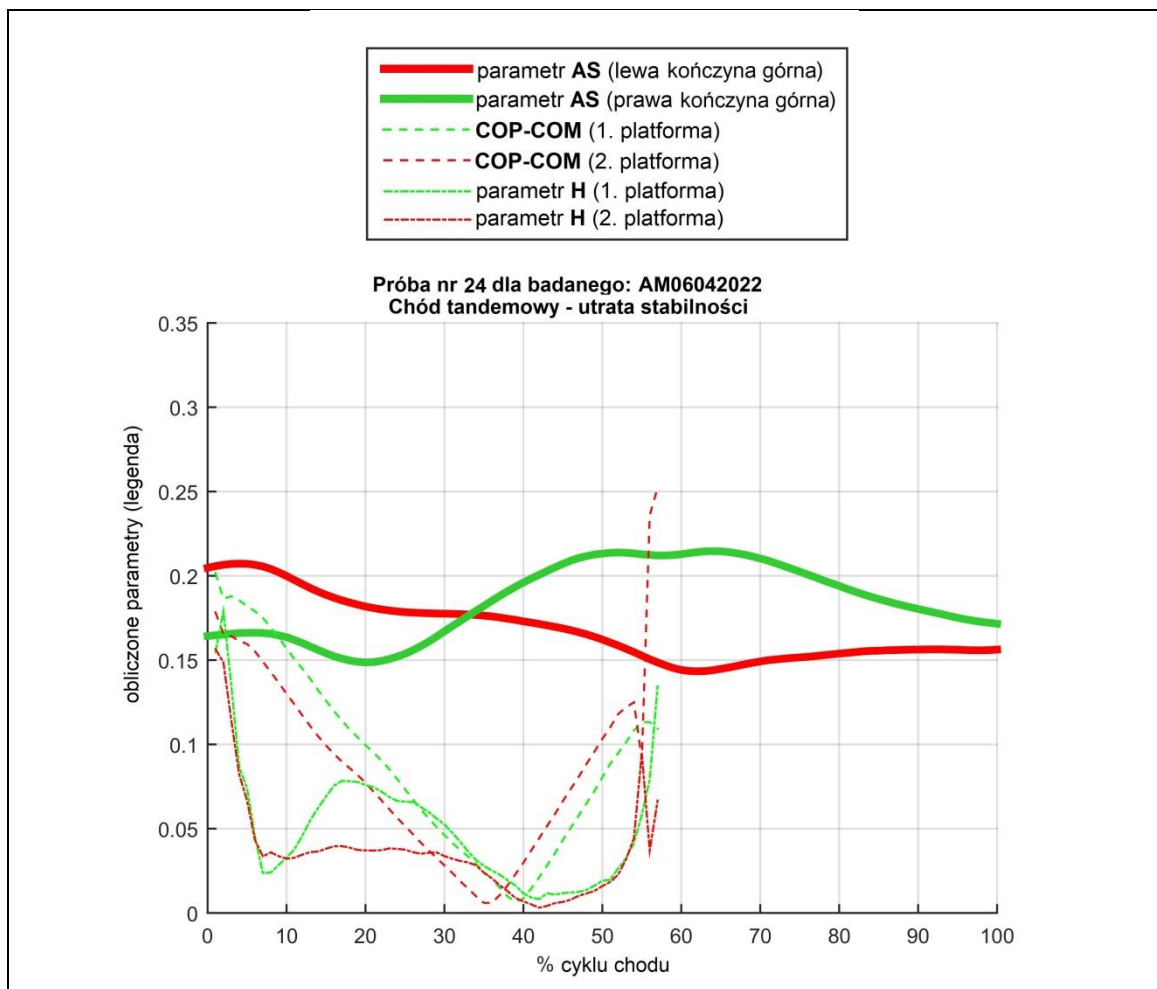
Badany KM01122022 nie wykazuje znacznych różnic w przebiegu wartości parametru COP-COM pomiędzy prawą a lewą kończyną dolną, na co wskazuje też wysoki współczynnik korelacji Pearson'a dla tego parametru. Natomiast istotne różnice w przebiegu krzywych są widoczne dla parametru H. Analizując dane z Tabeli 30, wartość parametru H w 57% cyklu chodu dla lewej kończyny dolnej jest ponad 3-krotnie wyższa niż dla prawej kończyny dolnej.



Rys.27. Przebieg analizowanych parametrów:  $AS_{IA}$ , COP-COM, H w zależności od % cyklu chodu dla badanego BR05122022 podczas próby z chwilową utratą stabilności.

W procesie odzyskiwania równowagi badany BR05122022 wykonuje intensywną pracę zarówno lewą jak i prawą kończyną górną (Rys.27). Tak jak dla badanego KM01122022, u badanego BR05122022 amplituda wymachu kończyn górnych również jest wysoka. Pierwsze maksimum parametru  $AS_{IA}$  o wartości 0,3113 występuje dla lewej kończyny górnej i ma miejsce w 29% cyklu chodu. Kolejne maksimum parametru  $AS_{IA}$ , równe 0,3887 występuje dla prawej kończyny górnej i ma miejsce w 73% cyklu chodu.

U badanego BR05122022 odnotowano stosunkowo niski współczynnik korelacji Pearson'a dla parametru COP-COM (Tabela 27), równy 0,6297. Fakt ten ma swe odzwierciedlenie w postaci znacznych różnic w przebiegu wartości parametru COP-COM (Rys. 27), pomiędzy prawą a lewą kończyną dolną. W pierwszym przedziale, mieszczącym się w 0-30% cyklu chodu, wartości dla prawej kończyny dolnej są wyższe niż dla lewej, natomiast po osiągnięciu środkowej fazy podparcia, w dalszej części ruchu, w 30-60% cyklu chodu zależność ta jest odwrotna. Spośród wszystkich 3 badanych, badanego BR05122022 cechuje najniższy współczynnik korelacji Pearson'a dla parametru H. Na wykresie Rys.27 widoczny jest brak symetrii dla krzywych opisujących parametr H dla prawej i lewej kończyny dolnej. Maksima parametru H są znacznie przesunięte względem siebie, a wartość maksymalna parametru dla lewej kończyny dolnej jest ponad 2-krotnie większa niż dla prawej kończyny (Tabela 30).



Rys.28. Przebieg analizowanych parametrów:  $AS_{IA}$ , COP-COM, H w zależności od % cyklu chodu dla badanego AM06042022 podczas próby z chwilową utratą stabilności.

W trakcie odzyskiwania równowagi, u badanego AM06042022 odnotowano wyższe wartości parametru  $AS_{IA}$  w porównaniu do średnich wartości parametru uzyskanych w grupie 1., do której należy ten uczestnik badania. Maksima dla parametru

$AS_{IA}$  są przesunięte biorąc pod uwagę chwilę ich wystąpienia u badanych z grupy 1. podczas stabilnie wykonanego chodu tandemowego. Maksymalna amplituda wymachu dla lewej kończyny górnej dla badanego AM06042022 ma miejsce w 4% cyklu chodu, a jej wartość wynosi 0,2072 (Tabela 28). Dla porównania: wartość maksymalna parametru dla lewej kończyny górnej w grupie 1. wynosi 0,1927 (Tabela 13). Z kolei maksimum u badanego AM06042022 dla prawej kończyny górnej ma miejsce w 64% cyklu chodu, a jego wartość jest równa 0,2147. W grupie 1. wartość ta wynosi odpowiednio 0,1882.

Krzywe dla parametru COP-COM dla prawej i lewej kończyny dolnej mają zbliżony przebieg, jednak są przesunięte w czasie względem siebie (Rys.28). Stąd, u badanego AM06042022, w wybranych punktach cyklu chodu wartości parametru różnią się pomiędzy sobą, natomiast minimalne wartości COP-COM cechuje wysoka zgodność (Tabela 29). Dla badanego AM06042022 odnotowano także istotne różnice w wartościach parametru H pomiędzy prawą a lewą kończyną dolną, które mają miejsce przed wystąpieniem środkowej fazy podparcia w 15-25% cyklu chodu oraz w chwili oderwania palców od podłoża w 57% cyklu chodu.

Wszystkich 3 badanych uzyskało ujemny współczynnik korelacji Pearson'a dla parametru  $AS_{IA}$  (Tabela 27), co wiąże się z różnym przebiegiem dla krzywych parametru  $AS_{IA}$  dla prawej i lewej kończyny górnej (Rys.26-Rys.28). W opisywanych próbach odnotowano brak symetrii ruchu kończyn górnych. Zarówno prawa jak i lewa kończyna górna ma własny, odrębny tor ruchu. Wysokie wartości parametru  $AS_{IA}$  i powiązana z tym duża amplituda wymachu kończyn górnych u badanych KM01122022, BR05122022 i AM06042022 (Tabela 28) wskazują na zintensyfikowaną pracę kończyn górnych i sugerują, że udział kończyn górnych w procesie odzyskiwania równowagi jest znaczący.

Tab.28. Wartości dla parametru  $AS_{IA}$  podczas prób z chwilową utratą stabilności dla 3 różnych badanych.

| Badany     | AS w 0% GC |        | AS w 50% GC |        | AS w 100% GC |        | Max AS |           |        |            |
|------------|------------|--------|-------------|--------|--------------|--------|--------|-----------|--------|------------|
|            | Lewa       | Prawa  | Lewa        | Prawa  | Lewa         | Prawa  | Lewa   | Lewa % GC | Prawa  | Prawa % GC |
| KM01122022 | 0,1976     | 0,1940 | 0,2149      | 0,2076 | 0,2164       | 0,1790 | 0,3459 | 72        | 0,2231 | 31         |
| BR05122022 | 0,2045     | 0,1966 | 0,2339      | 0,1472 | 0,2152       | 0,2024 | 0,3113 | 29        | 0,3887 | 73         |
| AM06042022 | 0,2047     | 0,1643 | 0,1622      | 0,2132 | 0,1562       | 0,1716 | 0,2072 | 4         | 0,2147 | 64         |

Tab.29. Wartości dla parametru COP-COM podczas prób z chwilową utratą stabilności dla 3 różnych badanych.

| Badany     | COP-COM w 3% GC |        | COP-COM w 30% GC |        | COP-COM w 57% GC |        | Min COP-COM |         |        |         |
|------------|-----------------|--------|------------------|--------|------------------|--------|-------------|---------|--------|---------|
|            | P1              | P2     | P1               | P2     | P1               | P2     | P1          | P1 % GC | P2     | P2 % GC |
| KM01122022 | 0,1809          | 0,1908 | 0,0317           | 0,0380 | 0,2655           | 0,1853 | 0,0311      | 29      | 0,0256 | 27      |
| BR05122022 | 0,1935          | 0,1302 | 0,0201           | 0,0190 | 0,2085           | 0,2793 | 0,0114      | 34      | 0,0097 | 28      |
| AM06042022 | 0,2018          | 0,1783 | 0,0462           | 0,0282 | 0,1093           | 0,2522 | 0,0066      | 39      | 0,0060 | 36      |

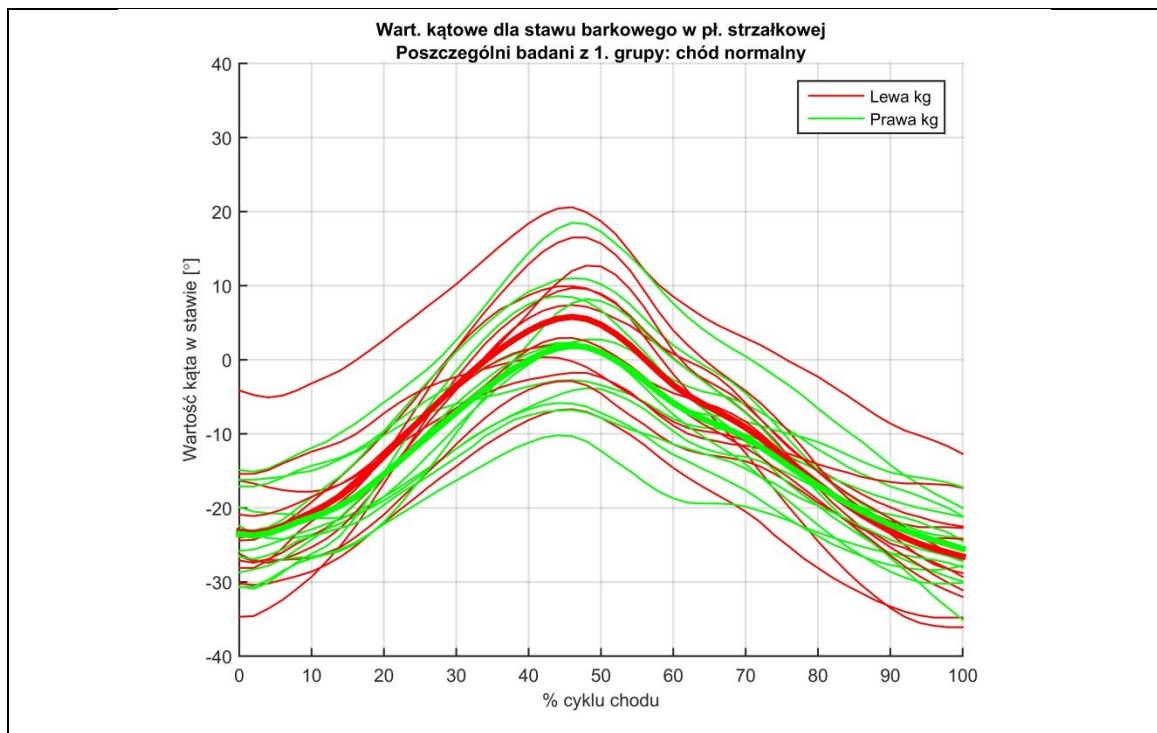
Tab.30. Wartości dla parametru  $H$  podczas prób z chwilową utratą stabilności dla 3 różnych badanych.

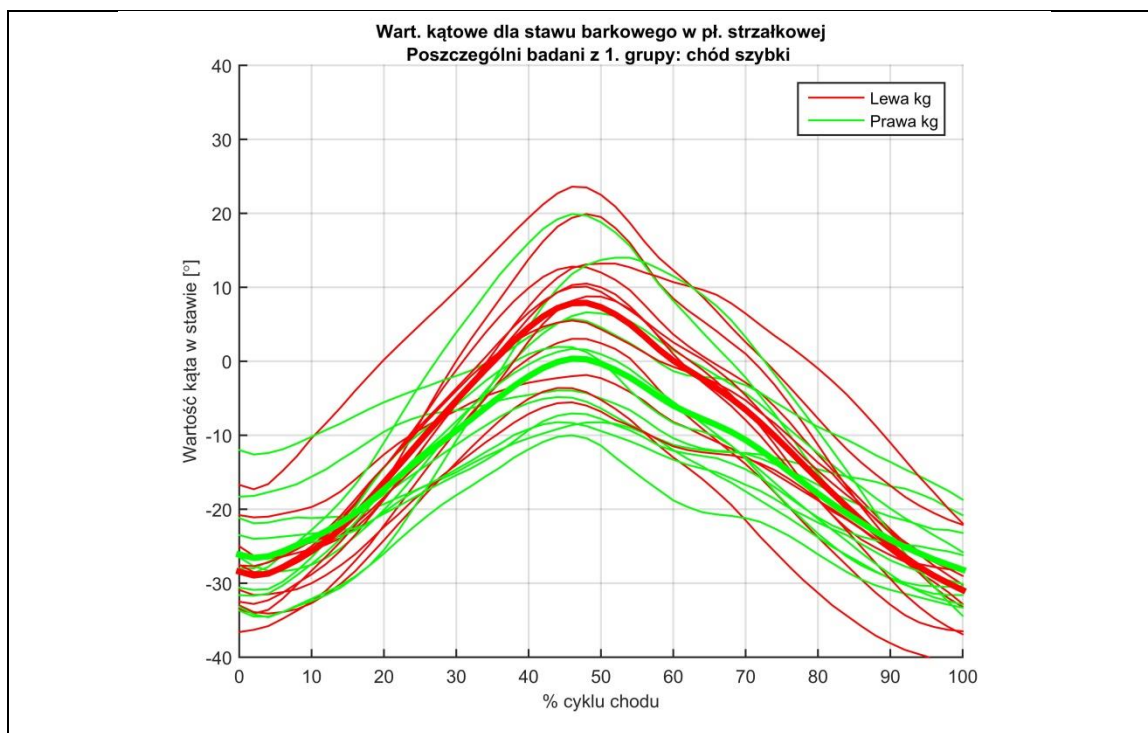
| Badany     | H w 3% GC |        | H w 30% GC |        | H w 57% GC |        | Max lokalne H (faza pojedynczego podporu) |         |        |         |
|------------|-----------|--------|------------|--------|------------|--------|---|---------|--------|---------|
|            | P1        | P2     | P1         | P2     | P1         | P2     | P1  | P1 % GC | P2     | P2 % GC |
| KM01122022 | 0,0511    | 0,0675 | 0,0181     | 0,0159 | 0,0967     | 0,0262 | 0,0471                                    | 19      | 0,0521 | 15      |
| BR05122022 | 0,1108    | 0,0947 | 0,0213     | 0,0599 | 0,0615     | 0,0841 | 0,0626                                    | 45      | 0,1395 | 19      |
| AM06042022 | 0,1548    | 0,1565 | 0,0525     | 0,0337 | 0,1345     | 0,0667 | 0,0783                                    | 17      | 0,0397 | 17      |



#### 4.5. Kinematyka kończyn górnych podczas różnych typów chodu

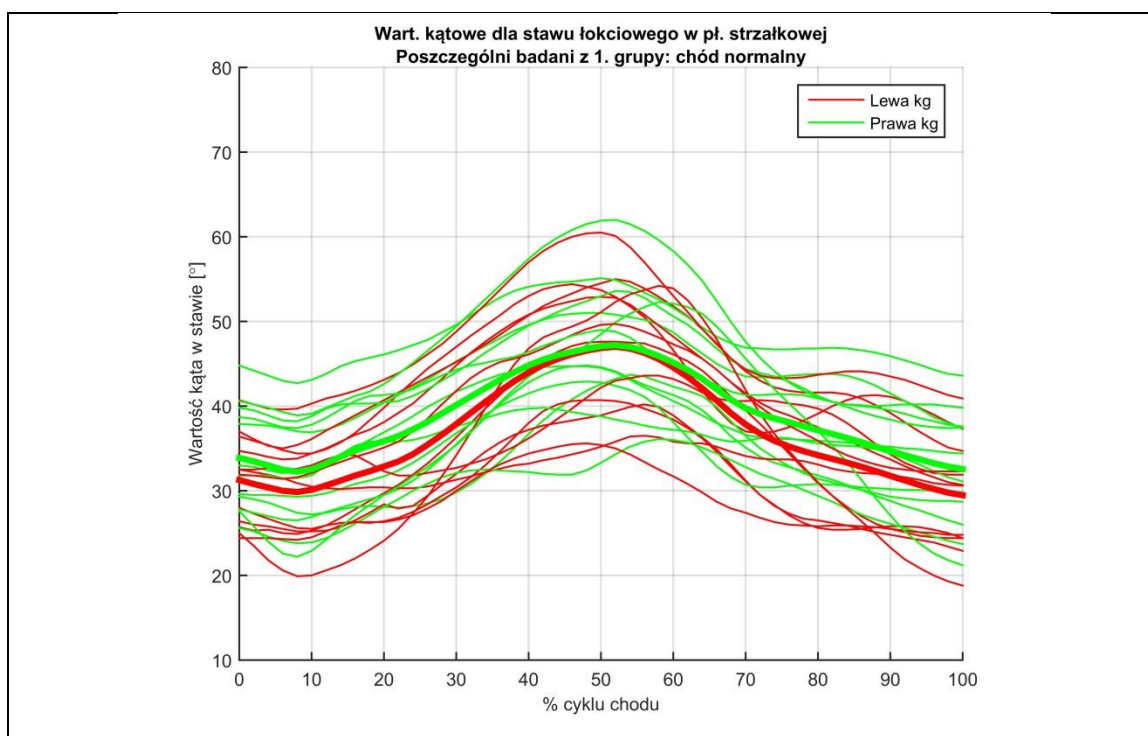
Przy pomocy oprogramowania Vicon Polygon uzyskano dane kinematyczne, dotyczące wartości kątów w stawach kończyn górnych. W programie obliczono wartości kątowe w stawie barkowym, łokciowym i nadgarstkowym jako wartości średnie z 3 prób, w obrębie danego zadania ruchowego, osobno dla każdego badanego. Dalszą część analizy wykonano w środowisku Matlab. Na potrzeby niniejszej pracy przedstawiono wyniki najbardziej znaczące: dla stawu barkowego (Rys.29) i łokciowego (Rys.30) w płaszczyźnie strzałkowej dla chodu normalnego oraz szybkiego w obrębie grupy pierwszej. Pogrubiona linia na rysunkach odzwierciedla wartości średnie analizowanego parametru dla całej grupy badawczej. W zależności od % cyklu chodu różnice pomiędzy maksymalną a minimalną wartością kąta w stawie barkowym w płaszczyźnie strzałkowej wśród badanych z tej grupy wynoszą odpowiednio:  $22,94^{\circ}$  -  $30,55^{\circ}$  w chodzie normalnym oraz  $19^{\circ}$  -  $30,33^{\circ}$  w chodzie szybkim.

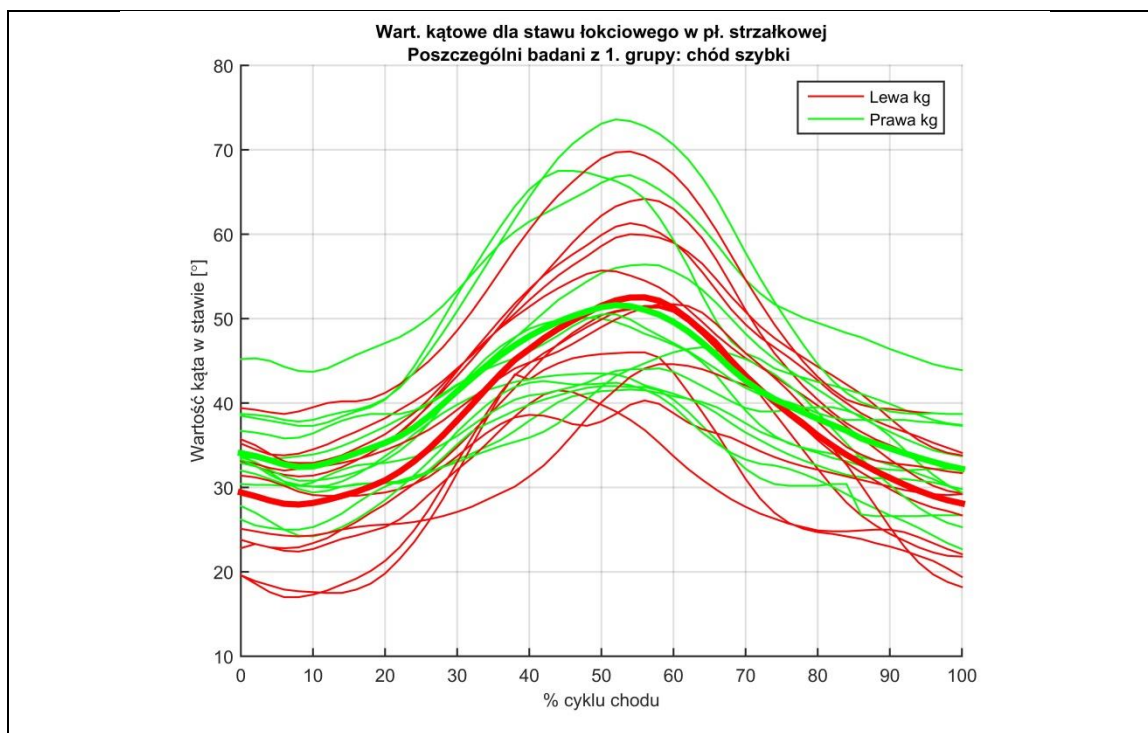




Rys.29. Wartości kątowe w stawie barkowym w płaszczyźnie strzałkowej dla poszczególnych badanych z grupy pierwszej; a) chód normalny, b) chód szybki

W analogiczny sposób jak dla stawu barkowego obliczono takie same różnice w wartościach kątów w stawie łokciowym. Dla badanych z grupy 1. wartości te wynoszą:  $16,3^{\circ}$  -  $25,7^{\circ}$  dla chodu normalnego oraz  $16,3^{\circ}$  -  $33,4^{\circ}$  dla chodu szybkiego.





Rys.30. Wartości kątowe w stawie łokciowym w płaszczyźnie strzałkowej dla poszczególnych badanych z grupy pierwszej; a) chód normalny, b) chód szybki

Uzyskane różnice w wartościach kątów w stawie barkowym i łokciowym w płaszczyźnie strzałkowej są stosunkowo wysokie i wskazują na dużą zmienność międzysobniczą w całym przedziale % cyklu chodu. W zależności od osoby badanej obrót w stawach kończyn górnych może być realizowany na wiele różnych sposobów w związku z większą liczbą stopni swobody w porównaniu do stawów kończyn dolnych oraz ze względu na fakt, że kończyny górne tworzą otwarty łańcuch kinematyczny, natomiast kończyny dolne, mające kontakt z podłożem, stanowią łańcuch kinematyczny zamknięty.

Aby przedstawić w sposób liczbowy zmienność międzysobniczą dla danych kinematycznych, obliczono wartość pola pomiędzy każdą pojedynczą krzywą kinematyczną dla badanych z 1. grupy, a krzywą reprezentującą średnie wartości kątowe w wybranym stawie, odpowiednio dla prawej ( $P_R$ ) i lewej ( $P_L$ ) kończyny. Im wyższa wartość pola, tym większa różnica pomiędzy wynikami osoby badanej, a wartością średnią w grupie. W celach porównawczych wartość pola obliczono nie tylko dla stawu barkowego i łokciowego, ale także dla stawu biodrowego (standardowo badanego w ilościowej, klinicznej analizie chodu). Do obliczeń wykorzystano funkcję *trapz*, dostępną w bibliotekach programu Matlab, pozwalającą wyznaczyć pole pod zadaną krzywą poprzez numeryczne całkowanie metodą trapezów. Wartość pola normalizowano względem zakresu ruchu w stawie, a procedurę tę zastosowano dla wszystkich badanych z grupy 1. Operacja ta była konieczna, ponieważ w przypadku braku normalizacji, w zależności od zakresu ruchu uzyskiwana wartość pola mogła przyjmować różne wagi, tzn. nawet jeśli uzyskano takie same liczbowe wartości pola dla 2 różnych przypadków (np. 1. staw barkowy, 2. staw łokciowy), ich znaczenie było

odmienne. W związku z powyższym, aby było możliwe porównywanie wyników dokonano standaryzacji danych, poprzez odniesie wartości parametru do zakresu ruchu w analizowanym stawie. Zakres ruchu obliczono kolejno dla stawu barkowego, łokciowego i biodrowego zarówno podczas chodu normalnego jak i szybkiego.

Tab.31. Wartość pola pomiędzy zadaną krzywą kinematyczną, a krzywą wartości średnich dla stawu barkowego wśród badanych z grupy I.

| Badany               | Staw barkowy   |                |                |                |
|----------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
|                      | ch. normalny   |                | ch. szybki     |                |
|                      | P <sub>L</sub> | P <sub>R</sub> | P <sub>L</sub> | P <sub>R</sub> |
| KM01122022           | 9,17           | 10,84          | 7,80           | 15,21          |
| BR05122022           | 16,69          | 11,46          | 15,86          | 17,53          |
| MP05122022           | 11,75          | 12,61          | 13,15          | 14,90          |
| AM06042022           | 14,15          | 19,08          | 14,11          | 30,22          |
| MM06102022           | 32,26          | 19,36          | 28,23          | 13,77          |
| AS08112022           | 18,05          | 29,45          | 17,61          | 32,11          |
| MS10012022           | 44,68          | 40,06          | 31,97          | 30,43          |
| PZ13122022           | 9,19           | 16,78          | 6,3            | 16,12          |
| SC22112022           | 3,4            | 9,95           | 4,24           | 8,43           |
| DP23112022           | 7,54           | 14,98          | 4,31           | 11             |
| OS27102022           | 15,41          | 15,00          | 18,28          | 30,43          |
| ML30112022           | 8,05           | 16,83          | 3,98           | 14,46          |
| <b>Wart. średnia</b> | <b>15,86</b>   | <b>18,03</b>   | <b>13,82</b>   | <b>19,55</b>   |
| Odch. stand.         | 11,68          | 8,68           | 9,28           | 8,64           |

Tab.32. Wartość pola pomiędzy zadaną krzywą kinematyczną, a krzywą wartości średnich dla stawu łokciowego wśród badanych z grupy I.

| Badany               | Staw łokciowy  |                |                |                |
|----------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
|                      | ch. normalny   |                | ch. szybki     |                |
|                      | P <sub>L</sub> | P <sub>R</sub> | P <sub>L</sub> | P <sub>R</sub> |
| KM01122022           | 34,01          | 32,12          | 25,18          | 13,91          |
| BR05122022           | 16,16          | 38,13          | 13,26          | 29,24          |
| MP05122022           | 35,32          | 31,66          | 37,09          | 10,24          |
| AM06042022           | 36,09          | 32,55          | 34,62          | 36,80          |
| MM06102022           | 25,11          | 11,06          | 14,87          | 22,74          |
| AS08112022           | 39,45          | 62,07          | 28,00          | 64,31          |
| MS10012022           | 26,77          | 61,63          | 22,42          | 39,67          |
| PZ13122022           | 13,49          | 22,33          | 10,23          | 11,20          |
| SC22112022           | 59,55          | 58,54          | 47,34          | 57,39          |
| DP23112022           | 20,46          | 32,70          | 25,57          | 42,20          |
| OS27102022           | 48,25          | 21,53          | 24,00          | 31,35          |
| ML30112022           | 35,31          | 36,41          | 18,67          | 19,92          |
| <b>Wart. średnia</b> | <b>32,50</b>   | <b>36,73</b>   | <b>25,10</b>   | <b>31,58</b>   |
| Odch. stand.         | 13,21          | 16,29          | 10,67          | 17,44          |

W tabeli 31 i 32 przedstawiono wartości pola dla stawów kończyn górnych, natomiast tabela 33 zawiera wyniki dla stawu biodrowego. Zarówno dla chodu normalnego jak i chodu szybkiego wartości pola dla stawu biodrowego są wyraźnie niższe w porównaniu do stawów kończyn górnych, w szczególności biorąc pod uwagę staw łokciowy. Największą różnicę w wartościach pola zaobserwowano w chodzie normalnym dla kończyny prawej, gdzie wartości te wynosiły odpowiednio:  $P_R = 36,73 \pm 16,29$  dla stawu łokciowego i  $P_R = 12,26 \pm 8,21$  dla stawu biodrowego. Oznacza to prawie 3-krotnie większą zmienność międzysobniczą dla stawu łokciowego w porównaniu do stawu biodrowego, biorąc pod uwagę prawą stronę ciała. Klasyczne metody, jakie stosuje się w analizie chodu i interpretacji ruchu kończyn dolnych, nie są zatem już tak skuteczne w przypadku analizy ruchu kończyn górnych. Ze względu na dużą zmienność danych kinematycznych stawów kończyn górnych pomiędzy poszczególnymi badanymi, analiza i interpretacja wyników jest utrudniona, co jest istotnym ograniczeniem tej metody.

Tab.33. Wartość pola pomiędzy zadaną krzywą kinematyczną, a krzywą wartości średnich dla stawu biodrowego wśród badanych z grupy I.

| Badany               | Staw biodrowy |              |              |              |
|----------------------|---------------|--------------|--------------|--------------|
|                      | ch. normalny  |              | ch. szybki   |              |
|                      | $P_L$         | $P_R$        | $P_L$        | $P_R$        |
| KM01122022           | 14,14         | 3,74         | 12,60        | 4,33         |
| BR05122022           | 3,30          | 3,14         | 3,79         | 1,88         |
| MP05122022           | 8,75          | 15,55        | 8,63         | 12,56        |
| AM06042022           | 9,50          | 11,14        | 6,79         | 7,43         |
| MM06102022           | 17,88         | 12,98        | 18,69        | 15,75        |
| AS08112022           | 18,07         | 16,63        | 17,88        | 14,91        |
| MS10012022           | 23,42         | 21,43        | 22,55        | 16,30        |
| PZ13122022           | 13,12         | 19,61        | 7,85         | 11,99        |
| SC22112022           | 25,13         | 27,92        | 23,92        | 23,98        |
| DP23112022           | 5,07          | 5,11         | 6,84         | 9,39         |
| OS27102022           | 7,98          | 2,58         | 5,87         | 3,38         |
| ML30112022           | 10,94         | 7,26         | 7,81         | 5,22         |
| <b>Wart. średnia</b> | <b>13,11</b>  | <b>12,26</b> | <b>11,94</b> | <b>10,59</b> |
| Odch. stand.         | 6,90          | 8,21         | 6,99         | 6,54         |

## 5. DYSKUSJA

Zaprezentowany w niniejszej pracy parametr  $AS_{IA}$ , pozwala określić amplitudę wymachu kończyn górnych podczas wykonywania różnych zadań ruchowych. Do ilościowej oceny ruchu kończyn górnych wykorzystano inną miarę niż *Arm Profile Score* bądź *Arm Posture Score*, ponieważ wskaźniki te bazują tylko na danych kinematycznych, które, zgodnie z przedstawionymi w niniejszej pracy wynikami badań, cechuje duża zmienność międzysobnicza. Owa zmienność wartości kątowych w stawach kończyn górnych dotyczy nie tylko osób dotkniętych pewnymi schorzeniami, ale jest też widoczna i charakterystyczna dla osób zdrowych. Fakt ten znacznie utrudnia rzetelną analizę ruchu kończyn górnych używając jedynie wymienionych wyżej wskaźników.

Istotną zaletą zaproponowanego parametru  $AS_{IA}$  jest nieskomplikowany sposób jego obliczeń, dzięki czemu może być on z łatwością stosowany w analizie danych chodu. Parametr ten jest wrażliwy na perturbacje jakie oddziałują na ludzkie ciało, wobec czego jest w stanie odzwierciedlić chwilową utratę równowagi przez człowieka. Zjawisko to opisano w podrozdziale 4.4. zatytułowanym „Pojedyncze przypadki chwilowej utraty stabilności” na str. 75. W niniejszych próbach badani wykazywali trudności w utrzymaniu stabilnej postawy podczas chodu do tyłu oraz chodu tandemowego, które okazały się najtrudniejszymi zadaniami ruchowymi. W próbach tych odnotowano lokalne maksima w wartościach parametru  $AS_{IA}$ , które oznaczają wzmożony wymach kończyn górnych. Wymach ten pomagał uczestnikom badania odzyskać równowagę i powrócić do stabilnego stereotypu chodu. Niniejsze wyniki badań i ich interpretacja znajdują swe potwierdzenie w obserwacjach, poczynionych przez innych autorów (75; 77; 78; 79).

Wartości parametru  $AS_{IA}$  w istotny sposób różniły się pomiędzy sobą w zależności od rodzaju wykonywanego zadania ruchowego. Analiza współczynnika korelacji Pearson'a pomiędzy wartościami parametru dla prawej i lewej kończyny górnej pozwoliła wydzielić spośród badanych osób 2 niezależne podgrupy. Pierwsza podgrupa charakteryzowała się wysoką symetrią ruchu kończyn górnych, natomiast w drugiej podgrupie zaobserwowano niską symetrię ruchu kończyn górnych. Pomimo rekrutowania osób w dobrym stanie zdrowia, wolnych od schorzeń narządu ruchu, wad neurologicznych czy poważnych zaburzeń widzenia, u 7 uczestników badania (wyodrębnionych jako osobna, druga podgrupa) dostrzeżono wyraźne różnice w wartościach parametru  $AS_{IA}$  pomiędzy prawą a lewą kończyną górną, co przekładało się na niską symetrię ruchu kończyn górnych. Wszyscy badani wypełnili specjalny kwestionariusz, dotyczący ich stanu zdrowia, jednak mimo dodatkowych danych, nie we wszystkich przypadkach istniała możliwość znalezienia przyczyny niskiej symetrii ruchu kończyn górnych. Niemniej znaczne różnice w wartościach parametru  $AS_{IA}$  pomiędzy prawą a lewą kończyną górną mogą sugerować pewne odstępstwa od normy. Dla przykładu: zwiększony wymach lewą kończyną górną towarzyszący zmniejszonemu wymachowi prawą kończyną górną u badanego MR20122022 był

najprawdopodobniej powiązany ze skróceniem długości kroku dla lewej kończyny dolnej, co mogło być następstwem dolegliwości bólowych odczuwanych przez badanego w prawej pachwinie kończyny dolnej. Po przeprowadzeniu dodatkowego wywiadu okazało się, że dolegliwości bólowe były konsekwencją nieleczzonego urazu. Uraz ten miał miejsce podczas gry w piłkę nożną i obejmował naciągnięcie mięśnia.

Największą symetrię i powtarzalność ruchu kończyn górnych zaobserwowano w chodzie normalnym w obrębie grupy pierwszej oraz w chodzie szybkim dla osób z grupy drugiej. Z kolei chód wolny charakteryzował się dużą zmiennością w wartościach parametru  $AS_{IA}$  pomiędzy badanymi oraz pomiędzy poszczególnymi próbami dla każdego badanego. Może to sugerować, że obranie przez człowieka możliwie najmniejszych prędkości chodu nie gwarantuje bezpiecznej lokomocji i wysokiej stabilności dynamicznej, co potwierdzają wyniki badań innych autorów (111).

Ważnym zagadnieniem w kontekście kontroli równowagi i energetycznego kosztu chodu jest koordynacja międzykończynowa, pomiędzy kończynami górnymi i dolnymi. Jako dobrą koordynację w chodzie po prostym torze (z 3 różnymi prędkościami) przyjęto skorelowanie chwili maksymalnego wymachu kończyn górnych z chwilą uderzenia pięty o podłoże. Szczególnej uwadze poświęcono wymach kończynami górnymi do przodu, w pobliżu 50% cyklu chodu, ponieważ cechuje go większa amplituda niż podczas wymachu do tyłu. W chodzie szybkim i normalnym maksimum parametru  $AS_{IA}$  w grupie odniesienia występuje w 46-47% cyklu chodu, co wskazuje na dobrą koordynację międzykończynową, natomiast w chodzie wolnym chwila wystąpienia maksimum to 38% cyklu chodu, co oznacza gorszą koordynację międzykończynową. Zarówno prędkość chodu jak i przekraczanie przeszkody istotnie wpływa na kinematykę kończyn górnych. Wysokie uniesienie kończyny dolnej nad przeszkodą oraz duże zgięcie w stawie kolanowym, mające miejsce jeszcze przed uderzeniem pięty o podłoże, powoduje wcześniejsze wystąpienie maksymalnej amplitudy wymachu kończyn górnych. W grupie odniesienia maksimum parametru  $AS_{IA}$  ma miejsce w 29-39% cyklu chodu w zależności od położenia przeszkody oraz od analizowanej strony ciała.

Analizując wymach kończyn górnych w ujęciu stabilności dynamicznej należy zwrócić uwagę na przebieg wartości COP-COM. Dla chodu wykonywanego z 3 różnymi prędkościami, minimum wartości parametru COP-COM występuje w środkowej fazie podparcia, w ok. 30% cyklu chodu, co zaobserwowano u wszystkich badanych. Podczas środkowej fazy podparcia tylko jedna kończyna dolna znajduje się na podłożu, natomiast druga kończyna dolna, będąca kończyną zamachową, jest w tym czasie przyspieszana i przenoszona do przodu, zgodnie z kierunkiem lokomocji, tak aby zakreślić nowy obszar podparcia. Dla ciała człowieka jest to wymagająca chwila ruchu, uznawana za najbardziej niestabilną fazę chodu (108). Wówczas punkt COP zbliża się do przedniej granicy stopy będącej na podłożu, a odległość pomiędzy środkiem masy ciała a środkiem nacisku stóp jest najmniejsza. Następnie, po przekroczeniu 30% cyklu chodu odległość COP-COM ponownie się zwiększa, ponieważ środek masy ciała wędruje w kierunku stopy kończyny zamachowej, która w trakcie trwania ruchu

zakreśli nowy obszar podparcia. Istotna w tym procesie jest chwila wystąpienia maksymalnej wartości parametru  $AS_{IA}$ , która dla 1. grupy, o wysokiej symetrii ruchu kończyn górnych, ma miejsce w 46-47% cyklu chodu w chodzie szybkim i normalnym czyli jeszcze przed uderzeniem pięty kończyny zamachowej o podłoże, pod koniec trwania fazy jednopodporowej. Rosnąca amplituda wymachu kończyn górnych, mająca miejsce po osiągnięciu środkowej fazy podparcia, jest najprawdopodobniej powiązana z hipotezą, zaproponowaną przez innych badaczy, iż ruch kończyn górnych wspomaga kontrolę równowagi i zwiększa stabilność chodu (20; 82; 83).

### **5.1. Kryteria diagnostyczne do oceny ruchu kończyn górnych i ich znaczenie w medycynie**

Wielu badaczy dostrzega konieczność dokonania matematycznego opisu ruchu kończyn górnych u pacjentów cierpiących na porażenie mózgowe (19; 22), stwardnienie rozsiane (112) czy u osób z nabytym uszkodzeniem mózgu (113). W każdym z wymienionych powyżej przypadków ruch kończyn górnych jest zmieniony w porównaniu do osób zdrowych. U osób z diplegią, w całym czasie trwania cyklu chodu, obserwuje się większe zgięcie w stawie łokciowym w odniesieniu do grupy kontrolnej (19; 22). W pracy (19) odnotowano, że zakres ruchu w stawie barkowym u osób z diplegią nie różnił się istotnie od osób zdrowych, jednakże w chwili uderzenia pięty o podłoże pacjenci z diplegią uzyskiwali wyższe wartości kątowe odwiedzenia w stawie barkowym, co pozostaje w zgodności z wynikami badań innych autorów (22). A. Bonnefoy-Mazure i współautorzy porównują charakterystyczną pozycję wysoko uniesionych i odwiedzonych kończyn górnych do sylwetki, jaką przyjmują małe dzieci w pierwszych tygodniach nauki chodzenia. Odbiegający od normy sposób poruszania kończynami górnymi u osób z diplegią jest strategią kompensacyjną, mającą na celu zwiększenie stabilności chodu. Ruch kończyn górnych odgrywa zatem ważną biomechaniczną rolę wśród pacjentów cierpiących na porażenie mózgowe. Według autorów pracy (22) programy rehabilitacyjne powinny uwzględniać ćwiczenia mające na celu korekcję ruchów kończyn górnych. Niniejsza strategia zmierza do poprawy kontroli równowagi oraz polepszenia koordynacji międzykończynowej, pomiędzy kończynami górnymi i dolnymi. Koordynacja ta wspiera ruchy kończyn dolnych, przyczyniając się tym samym do zmniejszenia wydatku energetycznego podczas chodu (81; 82).

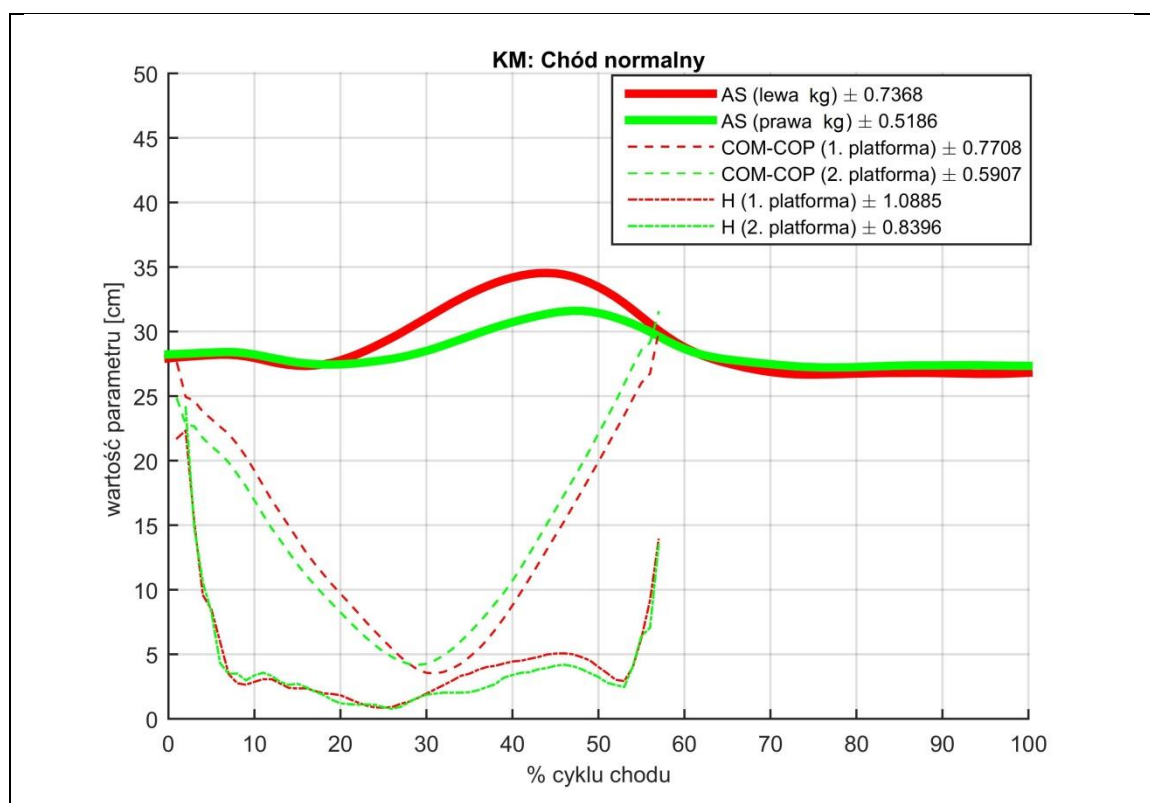
U pacjentów ze stwardnieniem rozsianym o niskim stopniu niepełnosprawności również obserwuje się nadmierne zgięcie kończyn górnych w stawie łokciowym w trakcie całego cyklu chodu (112). Na tak wczesnym etapie choroby pacjenci nie stosowali strategii uniesienia i odwiedzenia barku w celu utrzymania stabilnej postawy. Niemniej, nawet na wczesnym stadium choroby pacjenci regularnie doświadczają zaburzeń równowagi.



Analiza ruchu kończyn górnych podczas chodu patologicznego pozwala zatem na lepsze zrozumienie mechanizmów kompensacyjnych i strategii adaptacyjnych wykształconych u pacjentów z wadami neurologicznymi. A. Bonnefoy-Mazure i współautorzy podkreślają, że utworzenie rzetelnego kryterium do ilościowej oceny ruchu kończyn górnych jest kluczowe, aby dobrać najlepiej dostosowany do potrzeb pacjenta program leczenia.

## 5.2. Kierunek i punkt przyłożenia siły reakcji podłoża a położenie środka masy ciała

Aby porównać wyniki badań z rezultatami innych badaczy, wartości analizowanych parametrów przedstawiono w skali cm. Operacja ta była możliwa poprzez pominięcie normalizacji względem wzrostu badanego celem uniknięcia wartości bezwymiarowych. Wyniki zaprezentowano dla badanego KM01122022 dla chodu normalnego jako średnie wartości z 3 prób.



Rys.31. Wartości analizowanych parametrów w skali cm dla badanego KM01122022 podczas chodu normalnego.

Dwa spośród analizowanych parametrów badał także A.L. Hof (58). Naukowiec podał wyniki badań eksperymentalnych dla 1 badanego, unaoczniające wartości parametru H (jako  $z_h$ ), nawiązujące do drugiego mechanizmu zachowania stabilności oraz odległości COP-COM (jako  $z_{COP} - z_{COM}$ ), nawiązujące do pierwszego mechanizmu

zachowania stabilności. Osoba badana miała za zadanie wykonać szereg czynności, w których obszar podparcia stóp nie ulegał zmianie, a analizie podlegały tylko boczne ruchy ciała, w płaszczyźnie czołowej. W niniejszej pracy doktorskiej wartości wszystkich parametrów były oceniane we wszystkich 3 kierunkach: x,y,z. Niemniej rezultaty jakie otrzymał A.L. Hof są istotnym źródłem odniesienia. Największą wartość COP-COM = 12,2860 cm, naukowiec uzyskał podczas zadania ruchowego, w którym badany przenosił ciężar ciała z jednej kończyny dolnej na drugą przy jednoczesnym zachowaniu jak największej sztywności ciała. Natomiast maksimum dla parametru H = 6,2202 odnotowano podczas odchylenia tułowia od lewej strony do prawej. W pracy (58) nie dokonano normalizacji względem % cyklu ruchu, lecz przebieg wartości dla analizowanych parametrów przedstawiono w dziedzinie czasu. Odniesienie chwili wystąpienia maksimum dla parametru H i COP-COM do całego czasu trwania ruchu nie podlegało dokładnemu opisowi. Istotną różnicą pomiędzy wynikami A.L. Hof'a, a wynikami badań własnych jest charakter analizowanego ruchu. W niniejszej pracy analizowano sytuacje typowo dynamiczne ze zmieniającym się obszarem podparcia stóp. Z tego względu, biorąc pod uwagę cały przedział trwania ruchu podczas chodu po prostym torze, uzyskano wyższe wartości dla obu parametrów, których maksima występują w czasie fazy podwójnego podparcia, zgodnie z przypuszczeniami A.L. Hof'a (114), zawartymi w liście do edytorów czasopisma Journal of Biomechanics. Na podstawie badań własnych uzyskano następujące maksima dla analizowanych parametrów: max. COP-COM = 31,49 cm, max. H = 24,13 cm. Jednakże biorąc pod uwagę fazę pojedynczego podporu, dla wybranego badanego parametr H nie przekracza 5,069 cm. Istotnym ograniczeniem badania jest zależność rejestrowanych wielkości od dokładności aparatury badawczej. Pomimo zaawansowanej technologii badawczej, jaką jest system analizy ruchu należy mieć na względzie wrażliwość platform siłowych na zakłócenia, które najsilniej oddziałują na początku i na końcu rejestracji sygnału. Sygnał został przetworzony poprzez odcięcie niepożądanych zakłóceń na początku i na końcu zakresu pomiarowego, ale pomimo tego istnieje konieczność opracowania rzetelnego narzędzia w przyszłości, mającego na celu jak najdokładniejsze odfiltrowanie sygnału. Już na etapie rejestracji sygnału należy obrać szczególną strategię zwiększającą precyzję pomiarów.

A.L. Hof podkreśla, że analizując ruch ludzkiego ciała, w pewnych przypadkach mechanizm kontr-rotacji nie może zostać pominięty. Większy udział mechanizmu kontr-rotacji w porównaniu z mechanizmem przesunięcia punktu COP w procesie kontroli równowagi jest powiązany z wysokimi wartościami parametru H oraz jednocześnie niskimi wartościami parametru COP-COM. Spośród rozpatrywanych przez A.L. Hof'a zadań ruchowych, sytuacja ta ma miejsce podczas stania na wąskim, drewnianym drążku o szerokości 4 cm, gdy obszar podparcia stanowi tylko jedna stopa (stanie na jednej kończynie dolnej). Naukowiec zaobserwował wysokie i szybkie fluktuacje w przebiegu wartości parametru  $z_h$  (odpowiadający parametrowi H w niniejszej pracy), które są powiązane z silnymi ruchami tułowia, kończyn górnych i jednej kończyny dolnej, będącej w powietrzu. W wynikach badań własnych owe fluktuacje występują w próbach, w których doszło do chwilowej utraty równowagi (Rys.26 – 28). Lokalne maksima parametru H oraz duża zmienność w przebiegu

wartości parametru wynikała z wymachu kończyn górnych, o wysokiej amplitudzie i dużym przyspieszeniu.

### 5.3. Zmienność parametrów chodu a stabilność

Większość miar i wielkości opisujących fizjologię człowieka nie jest stała – ich wartość liczbową zmienia się w czasie. Parametry opisujące ilościowo chód również podlegają zmienności. Ich wartości różnią się pomiędzy kolejnymi krokami, nawet gdy warunki zewnętrzne są stałe (115). U zdrowych osób dorosłych różnice te są niewielkie, a współczynnik zmienności parametrów chodu osiąga kilka procent (116; 117; 118). U osób z zaburzeniami stabilności dynamicznej obserwuje się większą zmienność parametrów chodu. Analiza zmienności jest istotnym zagadnieniem, gdyż ma związek z ryzykiem wystąpienia upadku. W jednym z pierwszych badań na temat zmienności parametrów chodu (119) zaobserwowano, że osoby starsze, doświadczające upadków cechował chód o większej zmienności (pod względem długości oraz czasu pojedynczego kroku) w porównaniu z osobami zdrowymi, bez historii upadków. Ponadto szereg badań (117; 120; 121; 122; 123) dowodzi, że stopień zmienności może być ściślej powiązany z ryzykiem upadku niż średnia prędkość chodu, średnia długość podwójnego kroku (ang. stride) czy średni czas podwójnego kroku. Zmienność chodu jest ściślej powiązana z niestabilnością i ryzykiem upadku, gdyż jest odzwierciedleniem niespójności w zdolności centralnego układu nerwowo-mięśniowego do regulowania chodu i utrzymywania stałego wzorca chodu.

Wyjściowe zdolności motoryczne człowieka oscylują pomiędzy pewnymi wartościami docelowymi, co w literaturze jest nazywane zmiennością ruchu (ang. movement variability) (124) bądź zmiennością motoryczną (ang. motor variability) (125). Zmienność ta jest powiązana z ciągłą regulacją pomiędzy ośrodkowym i obwodowym układem nerwowym oraz zasobami układu mięśniowo-szkieletowego, a także z szumem, jaki jest obecny w sygnałach sensorycznych i motorycznych. Zmienność motoryczna jest większa u osób, które są narażone na wysokie ryzyko upadku (126; 127) lub cierpią na schorzenia neurologiczne, takie jak: choroba Parkinsona, stwardnienie rozsiane czy choroba Huntingtona, które powodują zaburzenia funkcji motorycznych (115; 120; 128; 129). Wyniki badań (124; 130; 131; 132; 133) sugerują, że istnieje optymalny przedział zmienności motorycznej, który cechuje osoby zdrowe i pozwala je odróżnić od osób z dysfunkcjami narządu ruchu i problemami ze stabilnością. Poniżej dolnej granicy tego przedziału ruch staje się sztywny, co odzwierciedlałby układ o ograniczonej elastyczności w dostosowywaniu się do zaburzeń wewnętrznych i zewnętrznych. Z kolei wartość zmienności motorycznej powyżej górnego optymalnego poziomu zbliżyłaby ludzkie ciało do granic stabilności i ograniczonej kontroli równowagi. Obie te skrajności wskazują na deficyty w zdolnościach motorycznych ludzkiego organizmu (132).

Standardem w klinicznej analizie chodu jest ocena wyników osoby badanej w odniesieniu do norm, określających wartości wzorcowe wybranych parametrów. Normy

te są rzetelnie zdefiniowane dla stawów kończyn dolnych, jednak dla kończyn górnych taki standard nie istnieje. Jedną z ważniejszych przyczyn jest duża zmienność ruchu w stawach kończyn górnych w porównaniu do stawów kończyn dolnych. Aby uwypuklić i zobrazować ten problem w podrozdziale 4.5 zestawiono wyniki zmienności danych kinematycznych dla stawu barkowego i łokciowego na tle wyników dla stawu biodrowego. W krytycznym przypadku uzyskano prawie 3-krotnie większą zmienność ruchu w obrębie stawu łokciowego w porównaniu do stawu biodrowego. Tak duża różnica uzasadnia fakt, że stworzenie kryteriów oraz norm do oceny ruchu kończyn górnych naraża wielu trudności, w szczególności opierając się na danych dotyczących wartości kątowych w analizowanym stawie. W związku z powyższym w niniejszej pracy zaproponowano parametr  $AS_{IA}$ , który jest liczbowym przedstawieniem pewnej odległości, a wpływ kąta obrotu w stawie na wartość parametru  $AS_{IA}$  jest ograniczony. Główną motywacją do znalezienia parametru nie zależącego w tak dużej mierze od kąta obrotu w stawie jest zagadnienie dotyczące ilości stopni swobody. W przestrzeni 3D, w układzie odniesienia x,y,z każde ciało posiada 6 stopni swobody: 3 przesunięcia wzdłuż każdej z osi układu współrzędnych oraz 3 możliwości obrotu wokół osi x,y,z. Poszukując parametru, który nie jest tak wrażliwy na zmiany wartości kątowych w stawie, można uprościć matematyczny sposób opisu ruchu kończyn górnych i tym samym uzyskać bardziej powtarzalne charakterystyki w obrębie analizowanej grupy badawczej.

## 6. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Niniejszy rozdział to odniesienie do hipotez i celów pracy z rozdziału 2: Hipotezy Badawcze i Cele Pracy na str. 40. W ramach podsumowania opisano, czy udało się udzielić odpowiedzi na postawione pytania badawcze oraz czy osiągnięto zamierzone cele.

**Pytanie badawcze:** jaki jest ilościowy udział ruchu kończyn górnych w procesie kontroli równowagi u ludzi w trakcie poruszania się?

Na podstawie zebranego materiału badawczego nie było możliwe udzielenie jednoznacznej odpowiedzi na postawione pytanie badawcze. Istotnym źródłem odniesienia w poszukiwaniu odpowiedzi na powyższe pytanie są wyniki badań dla prób, w których badani doznali chwilowej utraty stabilności, a intensywny wymach kończyn górnych pomagał im odzyskać równowagę, co przejawiało się w znacznie wyższych wartościach parametru  $AS_{IA}$  oraz nieregularnym przebiegu krzywej w porównaniu ze średnimi wartościami parametru w obrębie analizowanego ćwiczenia. Również maksymalne wartości dla parametru H były znacząco wyższe w porównaniu z próbami, gdzie badani nie doświadczyli trudności w zachowaniu stabilnej postawy, co wskazuje na wyższy udział mechanizmu kontr-rotacji w procesie kontroli równowagi w chwilach, gdy równowaga ta jest częściowo utracona. Nie zaobserwowano natomiast żadnej prawidłowości w przebiegu wartości parametru COP-COM pomiędzy badanymi, co wskazuje na fakt, że każdy z badanych w indywidualny dla siebie sposób odzyskuje równowagę:

- a) Dla badanego KM01122022 przebieg i wartości parametru COP-COM nie odbiegały od wartości średnich w grupie, gdzie współczynnik korelacji Pearson'a dla badanego KM01122022 wynosił: 0,9354 a w obrębie grupy badawczej:  $0,941 \pm 0,036$ .
- b) Dla badanego BR05122022 wartości i przebieg parametru COP-COM znacząco różniły się od wartości średnich w grupie, gdzie współczynnik korelacji Pearson'a dla badanego BR05122022 wynosił: 0,6297 natomiast w obrębie grupy badawczej:  $0,941 \pm 0,036$  (ta sama grupa i ten sam rodzaj zadania ruchowego jak w przypadku badanego KM01122022).
- c) U badanego AM06042022 wartości parametru COP-COM odbiegały lekko od wartości średnich w grupie, jednak nie w tak dużym stopniu jak w przypadku badanego BR05122022. Wartość współczynnika korelacji Pearson'a dla badanego AM06042022 wyniosła: 0,8240 natomiast w grupie badawczej była ona równa:  $0,968 \pm 0,025$  (ta sama grupa badawcza jak badani KM01122022 oraz BR05122022, lecz inny rodzaj zadania ruchowego).

Podsumowując: w próbach chwilowej utraty równowagi u wszystkich 3 badanych zaobserwowano zwiększone wartości parametru  $AS_{IA}$ , powiązane z intensywnym wymachem kończyn górnych, a także większe wartości parametru H, powiązanego z mechanizmem kontr-rotacji, natomiast nie dostrzeżono reguły w przebiegu charakterystyk parametru COP-COM. W związku z powyższym, aby ilościowo określić

udział kończyn górnych w procesie kontroli równowagi zasadnym wydaje się dokonać obliczeń globalnego momentu pędu, ponieważ mechanizm kontr-rotacji, który jest obecny w chwili odzyskiwania równowagi, przejawia się w obrocie wybranych części ciała względem środka masy (np. ruchy tułowia lub zmiana pozycji kończyn górnych) oraz bazuje na zasadzie zachowania momentu pędu (58). Jednakże dokładny, matematyczny opis tego zjawiska nie był możliwy ze względu na zbyt małą liczbę nagrań ruchu z chwilową utratą stabilności, w związku z czym przeprowadzenie analizy statystycznej nie było możliwe. Występowanie tego rodzaju prób miało charakter losowy i miało miejsce tylko dla niektórych badanych i dla określonych zadań ruchowych.

Aby udzielić wyczerpującej odpowiedzi na postawione pytanie badawcze zasadnym wydaje się opracowanie nowego protokołu badawczego w przyszłości, który będzie uwzględniał próby, w których ludzkie ciało będzie poddane działaniu czynników destabilizujących, takich jak popchnięcie czy zmiana prędkości ruchomego toru ruchu (np. bieżni). Istnieje wiele przeszkód natury etycznej w prowadzeniu tego typu badań ze względu na wysokie ryzyko upadku i w efekcie możliwość doznania uszczerbku na zdrowiu przez człowieka. Dobrą strategią byłoby wykorzystanie specjalnych urządzeń, wyposażonych w uprzęż bezpieczeństwa w połączeniu z aparaturą do analizy ruchu ludzkiego ciała. Rozwiązanie to jest jednak bardzo kosztowne, co było istotnym ograniczeniem niniejszego badania. Ze względu na powyższe nie była możliwa realizacja jednego spośród szczegółowych celów pracy, który skupiał się na określeniu warunków zachowania stabilnej postawy ciała i niepodatności na czynniki destabilizujące podczas ruchu.

#### **Cele szczegółowe:**

- 1) Weryfikacja istniejących oraz opracowanie własnych parametrów do oceny stabilności ciała w warunkach dynamicznych z uwzględnieniem ruchu kończyn górnych
- 2) Opracowanie wartości wzorcowych dla parametrów opisujących ruch kończyn górnych, które będą odzwierciedlać wysoką stabilność dynamiczną
- 3) Określenie wpływu koordynacji międzykończynowej na stabilność ciała
- 4) Określenie warunków zachowania stabilnej postawy i niepodatności na czynniki destabilizujące podczas chodu wykonywanego w różnych warunkach

**Ad.1)** Uzyskane wyniki potwierdzają przydatność zaproponowanego parametru  $AS_{IA}$  oraz obliczonych na podstawie literatury parametrów COP-COM i H w badaniach klinicznych nad stabilnością ludzkiego ciała. Na podstawie wartości i przebiegu tychże parametrów możliwe jest rozróżnienie poszczególnych zadań ruchowych, a także rozpoznanie sytuacji, w których doszło do chwilowej utraty stabilności.

**Ad.2)** Przy pomocy parametru  $AS_{IA}$  opisano w sposób ilościowy ruch kończyn górnych dla 19 osób dorosłych. Ustalając pożądany zakres wartości parametru  $AS_{IA}$  dla osób zdrowych należy wziąć pod uwagę % cyklu chodu oraz chwile występowania maksimów. Wartość maksymalnej amplitudy wymachu dla lewej kończyny górnej podczas chodu normalnego i szybkiego (wyrażona przy pomocy parametru  $AS_{IA}$ ) jest

zbliżona w obu grupach: w grupie pierwszej wynosi 0,2106 oraz 0,2193 odpowiednio dla chodu normalnego i szybkiego, z kolei w grupie drugiej 0,2218 oraz 0,2191. Dla prawej kończyny górnej dostrzeżono istotne różnice pomiędzy grupami: maksymalna wartość parametru  $AS_{IA}$  w grupie pierwszej wynosi 0,2025 podczas chodu normalnego oraz 0,204 podczas chodu szybkiego, natomiast w grupie drugiej wartości te wyniosły 0,1786 dla chodu normalnego oraz 0,1836 dla chodu szybkiego. Wyniki wcześniejszych badań sugerują, że wysoka asymetria ruchu kończyn górnych jest pewnym odchyleniem od normy, a uzyskane wartości parametru  $AS_{IA}$  dla prawej kończyny górnej dla badanych z grupy drugiej wskazują na zmniejszony wymach tej kończyny w stosunku do kończyny lewej.

**Ad.3)** Stabilny chód wiąże się z określonym charakterem krzywej dla parametru  $AS_{IA}$  w obu grupach badanych, gdzie charakterystyki te są zależne od % cyklu chodu oraz kinematyki kończyn dolnych, co ma związek z zagadnieniem koordynacji międzykończynowej pomiędzy kończynami górnymi i dolnymi. Największa amplituda wymachu kończyn górnych podczas chodu normalnego i szybkiego następuje w pobliżu chwili uderzenia pięty o podłoże. Dla badanych z grupy pierwszej ma to miejsce w okolicy 50% cyklu chodu zarówno dla prawej jak i lewej kończyny górnej. Natomiast dla grupy drugiej tylko lewa kończyna górna osiąga maksymalną amplitudę wymachu w pobliżu 50% cyklu chodu, z kolei dla prawej kończyny górnej maksymalna wartość parametru  $AS_{IA}$  występuje w 6% cyklu chodu. Niemniej jednak występowanie maksymalnej amplitudy wymachu kończyn górnych w pobliżu chwili uderzenia pięty o podłoże ma tendencję statystyczną w obu grupach, tworząc charakterystyczny stereotyp ruchu kończyn górnych, co sugeruje, że dobra koordynacja międzykończynowa ma istotny wpływ na stabilność ludzkiego ciała podczas chodu.

**Ad.4)** Na podstawie opracowanych wyników badań nie udało się ustalić jednoznacznych warunków gwarantujących stabilną postawę podczas różnych rodzajów chodu. Zagadnienie to jest bardziej złożone i bazowanie tylko na parametrach  $AS_{IA}$ , COP-COM oraz H w celu znalezienia rozwiązania powyższego problemu jest niewystarczające. W celu ustalenia warunków niepodatności ciała na czynniki destabilizujące konieczne jest uwzględnienie w protokole badawczym prób ukierunkowanych na utratę stabilności podczas przemieszczania się. Wówczas możliwe byłoby przeprowadzenie pełnej analizy porównawczej i wykrycie różnic w wartościach analizowanych parametrów. Zasadnym wydaje się także bardziej wnikliwe śledzenie koordynacji międzykończynowej pomiędzy kończynami górnymi i dolnymi w postaci konkretnej wartości liczbowej. Kolejnym parametrem, który prawdopodobnie byłby pomocny w ustaleniu warunków zachowania stabilnej postawy są ruchy tułowia.

**Hipoteza 1:** Dobrze skoordynowana praca kończyn górnych i kończyn dolnych, wsparta odpowiednimi ruchami tułowia, jest kluczowym elementem dla zachowania stabilnej postawy ciała podczas lokomocji.

Istnieją pewne przesłanki ku prawdziwości powyższej hipotezy. Na podstawie wyników dla chodu normalnego (będącym warunkiem odniesienia) zaobserwowano, że ruch kończyn górnych jest dobrze skoordynowany z ruchem kończyn dolnych, co jest

odzwierciedlone przez zsynchronizowanie chwili maksymalnego wymachu kończyn górnych z chwilą uderzenia pięty o podłoże. Szerszy opis zagadnienia koordynacji międzykończynowej zamieszczono w tekście powyżej, omawiając realizację 3. celu szczegółowego. Jednakże w oparciu o przedstawione analizy i narzędzia badawcze nie jest możliwe jednoznaczne udowodnienie niniejszej hipotezy. Praca ta skupia się na opracowaniu i analizie ruchu kończyn górnych u ludzi, ponieważ zgodnie z obecnym stanem wiedzy znaczenie ruchu kończyn górnych i jego udział w procesie kontroli równowagi u ludzi nie jest jeszcze w pełni poznany. W związku z powyższym wnikliwa analiza oraz parametryzacja ruchów tułowia nie należała do zadań tej pracy, gdyż jest osobnym, złożonym zagadnieniem. Na tle obecnych prac badawczych postawioną hipotezę cechuje zbyt wysoki poziom złożoności, aby było możliwe jej jednoznaczne obalenie bądź potwierdzenie.

**Hipoteza 2:** Nie istnieje jeden poprawny wzorzec, który opisywałby ruch kończyn górnych podczas chodu i zapewniał stabilność dynamiczną. Jednakże opracowanie miary, która pozwoliłaby liczbowo zmierzyć koordynację międzykończynową przyczyni się do poszerzenia wiedzy w zakresie równowagi ludzkiego ciała i bezpiecznej lokomocji.

Poczynione obserwacje potwierdzają powyższą hipotezę, iż nie istnieje jeden poprawny wzorzec, który opisywałby ruch kończyn górnych podczas chodu i zapewniał stabilność dynamiczną. Wśród badanych dostrzeżono istotne różnice w sposobie poruszania kończynami górnymi mimo iż kryteria włączenia i wyłączenia wykluczały osoby z problemami zdrowotnymi. U 7 uczestników badania (należących do grupy drugiej) odnotowano niską symetrię ruchu kończyn górnych, która wynikała z mniejszej amplitudy wymachu dla prawej kończyny górnej w stosunku do kończyny lewej. Pomimo niskiej symetrii ruchu kończyn górnych, badani z grupy drugiej nie doświadczali problemów z równowagą podczas wykonywania zadań ruchowych, a ich chód pozostawał stabilny.



## LITERATURA

1. **D. Levine, J. Richards, M.W. Whittle.** *Whittle Analiza chodu.* [red.] Gnat Rafał. Wydanie I. ISBN: 978-0-7020-4265-2. Wrocław: Elsevier Urban & Partner, 2014.
2. **J. Duysens, H.W.A.A. Van de Crommert.** Neural control of locomotion, Part 1: The central pattern generator from cats to humans. *Gait & Posture*, Vol. 7(2), pp. 131-141, 1998.
3. **G. Meyer, M. Ayalon.** Biomechanical aspects of dynamic stability. *European Review of Aging and Physical Activity*, Vol. 3, pp. 29-33, 2006.
4. **A. Kostiukow, E. Rostkowska, W. Samborski.** Badanie zdolności zachowania równowagi ciała. *Roczniki Pomorskiej Akademii Medycznej w Szczecinie*, Vol. 55(3), pp. 102-109, 2009.
5. **W. Starosta.** Motoryczne zdolności koordynacyjne. *Międzynarodowe Stowarzyszenie Motoryki Sportowej*, Vol. 15, pp. 1-568, 2003.
6. —. Globalna i lokalna koordynacja ruchowa w wychowaniu fizycznym i sporcie. *Międzynarodowe Stowarzyszenie Motoryki Sportowej*, Vol. 19, pp. 1-746, 2006.
7. World Health Organization. Ageing and Health, 2018. [Data dostępu online: 10.11.2020] <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/ageing-and-health>
8. **J. W. Błaszczyk, L. Czerwosz.** Stabilność posturalna w procesie starzenia. *Gerontologia Polska*, Vol. 13(1), pp. 25-36, 2005.
9. **B.J. Hsue, F. Miller, F.C. Su.** The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait. Part I: Spatial relationship between COM and COP trajectories. *Gait & Posture*, Vol. 29(3), pp. 465-470, 2009.
10. **K. Sharifmoradi, M. Kamali, A. Tahmasebi.** Dynamic Balance During Gait in Children With Spastic Diplegic Cerebral Palsy Versus Normal Children. *Physical Treatments*, Vol. 8(1), pp. 9-16, 2018.
11. **A.K. Rogge, D. Hamacher, G. Cappagli et al.** Balance, gait, and navigation performance are related to physical exercise in blind and visually impaired children and adolescents. *Experimental Brain Research*, Vol. 239(4), pp. 1111-1123, 2021.
12. **S. Falkerslev, C. Baagø, T. Alkjær et al.** Dynamic balance during gait in children and adults with Generalized Joint Hypermobility. *Clinical Biomechanics*, Vol. 28(3), pp. 318-324, 2013.
13. **C. Assaiante, B. Amblard.** Ontogenesis of head stabilization in space during locomotion in children: influence of visual cues. *Experimental Brain Research*, Vol. 93(3), pp. 499-515, 1993.
14. **B.R. Umberger.** Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. *Journal of Biomechanics*, Vol. 41, pp. 2575–2580, 2008.
15. **M. Punt, S.M. Bruijn, H. Wittink et al.** Effect of arm swing strategy on local dynamic stability of human gait. *Gait & Posture*, Vol. 41(2), pp. 504–509, 2015.

16. **J. Yoon, J. Park, K. Park et al.** The effects of additional arm weights on arm-swing magnitude and gait patterns in Parkinson's disease. *Clinical Neurophysiology*, Vol. 127(1), pp. 693–697, 2016.
17. **B. Kaddar, Y. Aoustin, C. Chevallereau.** Arm swing effects on walking bipedal gaits composed of impact, single and double support phases. *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 66, pp. 104–115, 2015.
18. **J. Bloom, B. Hejrati.** The effects of forearm movements on human gait during walking with various self-selected speeds. *Human Movement Science*, Vol. 79, p. 102835, 2021.
19. **M. Galli, V. Cimolin, G. Albertini et al.** Kinematic analysis of upper limb during walking in diplegic children with Cerebral Palsy. *European Journal of Paediatric Neurology*, Vol. 18(2), pp. 134–139, 2014.
20. **H. Elftman.** The function of the arms in walking. *Human Biology*, Vol. 11, pp. 529–535, 1939.
21. **R.N. Hinrichs.** Whole body movement: coordination of arms and legs in walking and running. *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization*, Springer, Chapter 45, pp. 694–705, 1990.
22. **A. Bonnefoy-Mazure, Y. Sagawa, P. Lascombes et al.** A descriptive analysis of the upper limb patterns during gait in individuals with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, Vol. 35(11), pp. 2756–2765, 2014.
23. **S. Gracovetsky.** An hypothesis for the role of the spine in human locomotion: A challenge to current thinking. *Journal of Biomedical Engineering*, Vol. 7(3), pp. 205–216, 1985.
24. **S. Gracovetsky, S. Iacono.** Energy transfers in the spinal engine. *Journal of Biomedical Engineering*, Vol. 9(2), pp. 99-114, 1987.
25. **M. Syczewska.** *Rozprawa Habilitacyjna: Badanie ruchu kręgosłupa człowieka podczas chodu.* Warszawa: Wydawnictwo Instytut „Pomnik - Centrum Zdrowia Dziecka”, pp. 11-15, 2013.
26. **A.M. Valevicius, P.Y. Jun, J.S. Hebert.** Use of optical motion capture for the analysis of normative upper body kinematics during functional upper limb tasks: A systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 40, pp. 1–15, 2018.
27. **M. Kuczyński, M-L Podbielska, D. Bieć et al.** Podstawy oceny równowagi ciała, czyli co, w jaki sposób i dlaczego powinniśmy mierzyć? *Acta Bio-Optica et Informatica Medica*, Vol. 18(4), pp. 243-249, 2012.
28. **J. Leyko.** *Mechanika Ogólna.* Warszawa: Państwowe Wydawnictwo Naukowe, 1969.
29. **E. M. Pucillo, M. M. Mcintyre, M. Pautler et al.** Modified Dynamic Gait Index and Limits of Stability in Myotonic Dystrophy Type 1. *Muscle & Nerve*, Vol. 58(5), pp. 694-699, 2018.

30. **A. L. Hof, M. G. J. Gazendam, W. E. Sinke.** The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*, Vol. 38, pp. 1-8, 2005.
31. **S.M. Bruijn, J.H. van Dieën.** Control of human gait stability through foot placement. *Journal of the Royal Society Interface*, Vol. 15(143), pp. 1-11, 2018.
32. **P. N. Matsuda, C. Taylor, A. Shumway-Cook.** Examining the Relationship Between Medical Diagnoses and Patterns of Performance on the Modified Dynamic Gait Index. *Physical Therapy*, Vol. 95(6), pp. 854-863, 2015.
33. **E. Pawlitzki, C. Schlenstedt, N. Schmidt et al.** Spatial orientation and postural control in patients with Parkinson's disease. *Gait & Posture*, Vol. 60, pp. 50-54, 2018.
34. **J.W. Błaszczyk.** The use of force-plate posturography in the assessment of postural instability. *Gait & Posture*, Vol. 44, pp. 1-6, 2016.
35. **R. Kielnar, M. Mraz, M. Mraz et al.** Ocena stabilności postawy ciała na podstawie badania przedniego i tylnego marginesu stabilności u osób ze stwardnieniem rozsianym po fizjoterapii. *Acta Bio-Optica et Informatica Medica*, Vol. 15(3), pp. 226-229, 2009.
36. **F. Modig, M. Patel, M. Magnusson et al.** Study I: Effects of 0.06% and 0.10% blood alcohol concentration on human postural control. *Gait & Posture*, Vol. 35, pp. 410-418, 2012.
37. —. Study II: Mechanoreceptive sensation is of increased importance for human postural control under alcohol intoxication. *Gait & Posture*, Vol. 35, pp. 419-427, 2012.
38. **H.C. Diener, J. Dichgans, M. Bacher et al.** Mechanisms of Postural Ataxia After Intake of Alcohol. *Rechtsmedizin*, Vol. 90, pp. 159-165, 1983.
39. **R. Lepers, A.X. Bigard, J-P. Diard et al.** Posture control after prolonged exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, Vol. 76(1), pp. 55-61, 1997.
40. **A. Nardone, J. Tarantola, A. Giordano et al.** Fatigue effects on body balance. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, Vol. 105(4), pp. 309-320, 1997.
41. **A. Biswas, E. D. Lemaire, J. Kofman.** Dynamic gait stability index based on plantar pressures and fuzzy logic. *Journal of Biomechanics*, Vol. 41(7), pp. 1574-1581, 2008.
42. **J. L. Alberts, J. R. Hirsch, M. M. Koop et al.** Using Accelerometer and Gyroscopic Measures to Quantify Postural Stability. *Journal of Athletic Training*, Vol. 50(6), pp. 578-588, 2015.
43. **N. Vuillermea, V. Nougiera, J-M Prieur.** Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans? *Neuroscience Letters*, Vol. 308, pp. 103-106, 2001.
44. **H.C. Sleuvenhoek, R.D. Boter, A. Vermeer.** Perceptual motor performance and the social development of visually impaired children. *Journal of Visual Impairment & Blindness*, Vol. 89(4), pp. 359-367, 1995.
45. **R.L. Pogrud, S.J. Rosen.** The preschool blind child can be a cane user. *Journal of Visual Impairment & Blindness*, Vol. 83(9), pp. 431-439, 1989.

46. **C.T. Ray, M. Horvat, R. Croce et al.** The impact of vision loss on postural stability and balance strategies in individuals with profound vision loss. *Gait & Posture*, Vol. 28, pp. 58-61, 2008.
47. **M. Jureczko, P. Jureczko, M. Krzysztofik.** A pilot study in order to examine the relationship between the degree of visual impairment of patient and his postural stability. *Journal of MECHANICAL ENGINEERING – Strojnícky časopis*, Vol. 66(2), pp. 37-54, 2016.
48. **G. Handrigan, O. Hue, M. Simoneau et al.** Weight loss and muscular strength affect static balance control. *International Journal of Obesity*, Vol. 34, pp. 936-942, 2010.
49. **S.P. Teret, S.P. Baker, S. Defrancesco.** Report of the National Conference on Injury Control. *US Public Health Service, Department of Health and Human Services*. 1981.
50. **M. Strzecha, H. Knapik, P. Baranowski et al.** Znaczenie kliniczne rzetelności pomiarowej narzędzi diagnostycznych stosowanych do oceny postawy ciała. *Rehabilitacja w praktyce*, Vol. 1(4), pp. 78-80, 2014.
51. **P. S. Sung.** The Sensitivity of Thresholds by Ground Reaction Force and Postural Stability in Subjects With and Without Navicular Drop. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, Vol. 57(4), pp. 742-746, 2018.
52. **C-Y. Hong, L-Y. Guo, R. Song et al.** Assessing postural stability via the correlation patterns of vertical ground reaction force components. *BioMedical Engineering OnLine*, Vol. 15(1), pp. 1-18, 2016.
53. **S. Winiarski, A. Rutkowska-Kucharska.** Estimated ground reaction force in normal and pathological gait. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, Vol. 11(1), pp. 53-60, 2009.
54. **J. Golec, E. Szczygieł, D. Czechowska et al.** Symetria chodu u osób zdrowych w ocenie akcelerometrycznej. *Ostry Dyżur*, Vol. 6(2), pp. 64-67, 2013.
55. **K. Terry, C. Stanley, D. Damiano.** A New Perspective on the Walking Margin of Stability. *Journal of Applied Biomechanics*, Vol. 30(6), pp. 737–741, 2014.
56. **L. Hak, H. Houdijk, P. Wurff et al.** Stride frequency and length adjustment in post-stroke individuals: Influence on the margins of stability. *Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol. 47(2), pp. 126–132, 2015.
57. **F. Yang, G.A. King.** Dynamic gait stability of treadmill versus overground walking in young adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 31, pp. 81-87, 2016.
58. **A.L. Hof.** The equations of motion for a standing human reveal three mechanisms for balance. *Journal of Biomechanics*, Vol. 40(2), pp. 451-457, 2007.
59. **F.B. Horak, L.M. Nashner.** Central Programming of Postural Movements: Adaptation to Altered Support-Surface Configurations. *Journal of Neurophysiology*, Vol. 55(6), pp. 1369-1381, 1986.

60. **E. Otten.** Balancing on a narrow ridge: biomechanics and control. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London B-Biological Sciences*, Vol. 354(1385), pp. 869-875, 1999.
61. **D.A. Winter.** Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, Vol. 3(4), pp. 193-214, 1995.
62. **H. Reimann, T. Fettrow, J.J. Jeka.** Strategies for the control of balance during locomotion. *Kinesiology Review*, Vol. 7(1), pp. 18-25, 2018.
63. **C.E. Bauby, A.D. Kuo.** Active control of lateral balance in human walking. *Journal of Biomechanics*, Vol. 33(11), pp. 1433-1440, 2000.
64. **M. Arvin, J.H. van Dieen, S.M. Bruijn.** Effects of constrained trunk movement on frontal plane gait kinematics. *Journal of Biomechanics*, Vol. 49(13), pp. 3085-3089, 2016.
65. **D. Tejszerska, E. Świtoński, M. Gzik.** *Biomechanika narządu ruchu człowieka*. Radom: Wydawnictwo Naukowe Instytutu Technologii Eksploatacji, 2011.
66. **H.T.T. Vu, F. Gomez, P. Cherelle et al.** ED-FNN: A New Deep Learning Algorithm to Detect Percentage of the Gait Cycle for Powered Prostheses. *Sensors*, Vol. 18(7), p. 2389, 2018.
67. **J. Mrozowski, J. Awrejcewicz, P. Bamberski.** Analysis of stability of the human gait. *Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, Vol. 45, pp. 91-98, 2007.
68. **A. Goswami.** Foot Rotation Indicator (FRI) point: A new gait planning tool to evaluate postural stability of biped robots. *Proceeding of the 1999 IEEE International Conference on Robotics & Automation, Detroit, Michigan*, pp. 47-52, 1999.
69. **M. Vukobratovic, B. Borovac.** Zero-moment point – thirty five years of its life. *International Journal of Humanoid Robotics*, Vol. 1(1), pp. 157-173, 2004.
70. **S. Rietdyk.** Anticipatory locomotor adjustments of the trail limb during surface accommodation. *Gait & Posture*, Vol. 23(3), pp. 268–272, 2006.
71. **M. Millard, D. Wight, J. McPhee et al.** Human foot placement and balance in the sagittal plane. *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 131(12), pp. 121001-1 - 121001-7, 2009.
72. **M.M. van der Krogt, C.A.M. Doorenbosch, J.G. Becher.** Walking speed modifies spasticity effects in gastrocnemius and soleus in cerebral palsy gait. *Clinical Biomechanics*, Vol. 24(5), pp. 422–428, 2009.
73. **T. Li, M. Ceccarelli, M. Luo.** An Experimental Analysis of Overcoming Obstacle in Human Walking. *Journal of Bionic Engineering*, Vol. 11, pp. 497–505, 2014.
74. **E.T. Hsiao-Wecksler, S.N. Robinovitch.** The effect of step length on young and elderly women’s ability to recover balance. *Clinical Biomechanics*, Vol. 22, pp. 574-580, 2007.
75. **S.M. Bruijn, O.G. Meijer, P.J. Beek.** The effects of arm swing on human gait stability. *The Journal of Experimental Biology*, Vol. 213(23), pp. 3945-3952, 2010.

76. **F. Philp, R. Freeman, C. Stewart.** An international survey mapping practice and barriers for upper-limb assessments in movement analysis. *Gait & Posture*, Vol. 96, pp. 93-101, 2022.
77. **K.B. Cheng, Y-C Huang, S-Y Kuo.** Effect of arm swing on single-step balance recovery. *Human Movement Science*, Vol. 38, pp. 173-184, 2014.
78. **V. Dietz, K. Fouad, C. M. Bastiaanse.** Neuronal coordination of arm and leg movements during human locomotion. *European Journal of Neuroscience*, Vol. 14(11), pp. 1906-1914, 2001.
79. **P.E. Roos, M.P. McGuigan, D.G Kerwin et al.** The role of arm movement in early trip recovery in younger and older adults. *Gait & Posture*, Vol. 27(2), pp. 352-356, 2008.
80. **J.A. Kent, M.J. Major.** Asymmetry of mass and motion affects the regulation of whole-body angular momentum in individuals with upper limb absence. *Clinical Biomechanics*, Vol. 76, p. 105015, 2020.
81. **S.H. Collins, P.G. Adamczyk, A.D. Kuo.** Dynamic arm swinging in human walking. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, Vol. 276(1673), pp. 3679–3688, 2009.
82. **J.D. Ortega, L.A. Fehلمان, C.T. Farley.** Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking. *Journal of Biomechanics*, Vol. 41(16), pp. 3303–3308, 2008.
83. **R.N. Hinrichs, P.R. Cavanagh.** Upper extremity function during treadmill walking. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, Vol. 13, p. 96, 1981.
84. **S.M. Bruijn, O.G. Meijer, J.H. van Dieen et al.** Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: the organisation of total body angular momentum. *Gait & Posture*, Vol. 27(3), pp. 455–462, 2008.
85. **A. Ledebt.** Changes in arm posture during the early acquisition of walking. *Infant Behavior & Development*, Vol. 23(1), pp. 79–89, 2000.
86. **V. Haehl, V. Vardaxis, B. Ulrich.** Learning to cruise: Bernstein’s theory applied to skill acquisition during infancy. *Human Movement Science*, Vol. 19(5), pp. 685–715, 2000.
87. **N.B. Bernstein.** *The coordination and regulation of movements*. Oxford, England: Pergamon Press, 1967.
88. **M. Alexander, J. Hayward, C. Taylor.** Arm Action in Hockey Skating- Is It Being Taught Incorrectly? *Sport Biomechanics Laboratory, University of Manitoba, copyright*. 2010.
89. **M. Hara, A. Shibayama, D. Takeshita, D.C. Hay, S. Fukashiro.** A comparison of the mechanical effect of arm swing and countermovement on the lower extremities in vertical jumping. *Human Movement Science*, Vol. 27, pp. 636–648, 2008.
90. **J. Kim, M.A. Wilson, K. Singhal et al.** Generation of vertical angular momentum in single, double, and triple-turn pirouette en dehors in ballet. *Sports Biomechanics*, Vol. 13(3), pp. 215-229, 2014.

91. **Third Space London.** [Data dostępu online: 30.09.2023]  
<https://www.youtube.com/watch?v=09yR5a4u-6A>.
92. *Ballet 101: The art of Pirouettes.* [Data dostępu online: 30.09.2023]  
<https://www.energetiksblog.com.au/blog/2017/6/7/dance-advice-the-art-of-pirouettes>.
93. *BALLET 101: POPULAR BALLET TURNS.* [Data dostępu online: 30.09.2023]  
<https://blog.balletaz.org/ballet-101-popular-ballet-turns/>.
94. *Why Olympic Skaters Move from Wheels to Ice.* [Data dostępu online: 30.09.2023]  
<https://www.outsideonline.com/outdoor-gear/vote-now-on-the-2023-defender-service-awards-finalists/>.
95. **E. Jaspers, H. Feys, H. Bruyninckx et al.** The Arm Profile Score: A new summary index to assess upper limb movement pathology. *Gait & Posture*, Vol. 34, pp. 227-233, 2011.
96. **L.M. Schutte, U. Narayanan, J.L. Stout et al.** An index for quantifying deviations from normal gait. *Gait & Posture*, Vol. 11, pp. 25-31, 2000.
97. **M.H. Schwartz, A. Rozumalski.** The gait deviation index: a new comprehensive index of gait pathology. *Gait & Posture*, Vol. 28, pp. 351-357, 2008.
98. **R. Baker, J.L. McGinley, M.H. Schwartz et al.** The gait profile score and movement analysis profile. *Gait & Posture*, Vol. 30, pp. 265-269, 2009.
99. **J. Jurkojć, P. Wodarski, R. Michnik et al.** The Upper Limb Motion Deviation Index: A new comprehensive index of upper limb motion pathology. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, Vol. 19(2), pp. 175-185, 2017.
100. **J. Riad, S. Coleman, D. Lundh et al.** Arm posture score and arm movement during walking: A comprehensive assessment in spastic hemiplegic cerebral palsy. *Gait & Posture*, Vol. 33, pp. 48-53, 2011.
101. **E. Butler, J. Rose.** The pediatric upper limb motion index and a temporal-spatial logistic regression: quantitative analysis of upper limb movement disorders during the Reach & Grasp Cycle. *Journal of Biomechanics*, Vol. 45(6), pp. 945-951, 2012.
102. **A. Rozumalski, M.H. Schwartz.** The GDI-Kinetic: A new index for quantifying kinetic deviations from normal gait. *Gait & Posture*, Vol. 33(4), pp. 730-732, 2011.
103. **S. Dastan, S. Ozelik, I. Yavas et al.** Relationship Between Upper Extremity Functions and Gait in People with Multiple Sclerosis. *Journal of Multiple Sclerosis Research*, Vol. 2(2), pp. 41-45, 2022.
104. **Y. Nikaido, H. Urakami, Y. Okada et al.** Dynamic gait stability in patients with idiopathic normal pressure hydrocephalus with high and low fall-risk. *Clinical Biomechanics*, Vol. 99, p. 105757, 2022.
105. **R. Baker, J.L. McGinley, M.H. Schwartz.** The Gait Profile Score and Movement Analysis Profile. *Gait & Posture*, Vol. 30, pp. 265-269, 2009.

106. **Vicon**®. *Plug-in-Gait Modelling Instructions*. Oxford metrics Ltd. 2015
107. **Vicon Motion Systems Ltd.** Plug-in Gait Reference Guide. *Kinetic Modeling*, pp. 69-73, 2018.
108. **G. Alderink, C. Harro, L. Hickox et al.** Dynamic Measures of Balance during a 90° Turn in Self-Selected Gait in Individuals with Mild Parkinson's Disease. *Applied Sciences*, Vol. 13(9), p. 5428, 2023.
109. **A. Kharb, V. Saini, Y.K Jain et al.** A review of gait cycle and its parameters. *International Journal of Computational Engineering & Management*, Vol. 13, pp. 78-83, 2011.
110. **A. Matuszewska, M. Syczewska.** Analysis of the movements of the upper extremities during gait: Their role for the dynamic balance. *Gait & Posture*, Vol. 100, pp. 82-90, 2023.
111. **S.M. Bruijn, J.H. van Dieën , O.G. Meijer et al.** Is slow walking more stable? *Journal of Biomechanics*, Vol. 42(10), pp. 1506-1512, 2009.
112. **C. Elsworth-Edelsten, A. Bonnefoy-Mazure, M.Laidet et al.** Upper limb movement analysis during gait in multiple sclerosis patients. *Human Movement Science*, Vol. 54, pp. 248-252, 2017.
113. **M.B. Kahn, G. Williams, B.F. Mentiplay.** Quantification of abnormal upper limb movement during walking in people with acquired brain injury. *Gait & Posture*, Vol. 81, pp. 273-280, 2020.
114. **At. L. Hof.** The ground reaction vector in walking passes always (almost) through the same point. *Journal of Biomechanics*, Vol. 46(3), pp. 631-632, 2013.
115. **J.M. Hausdorff.** Gait variability: methods, modeling and meaning. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol. 2(19), pp. 1-9, 2005.
116. **A. Gabell, U.S. Nayak.** The effect of age on variability in gait. *Journal of Gerontology*, Vol. 39(6), pp. 662-666, 1984.
117. **J.M. Hausdorff, H.K. Edelberg, S.L. Mitchell et al.** Increased gait unsteadiness in community-dwelling elderly fallers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 78(3), pp. 278-283, 1997.
118. **P. Terrier, Y. Schutz.** Variability of gait patterns during unconstrained walking assessed by satellite positioning (GPS). *European Journal of Applied Physiology*, Vol. 90(5-6), pp. 554-561, 2003.
119. **R.M. Guimaraes, B. Isaacs.** Characteristics of the gait in old people who fall. *International Rehabilitation Medicine*, Vol. 2(4), pp. 177-180, 1980.
120. **J.M. Hausdorff, D. Rios, H.K. Edelberg.** Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 82(8), pp. 1050-1056, 2001.



121. **B.E. Maki.** Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *Journal of the American Geriatrics Society*, Vol. 45(3), pp. 313-320, 1997.
122. **H.B. Menz, S.R. Lord, R.C. Fitzpatrick.** Acceleration patterns of the head and pelvis when walking are associated with risk of falling in community dwelling older people. *The Journals of Gerontology, Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, Vol. 58(5), pp. 446-452, 2003.
123. **T. Nakamura, K. Meguro, H. Sasaki.** Relationship between falls and stride length variability in senile dementia of the Alzheimer type. *Gerontology*, Vol. 42(2), pp. 108-113, 1996.
124. **N. Stergiou, R. Harbourne, J. Cavanaugh.** Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, Vol. 30(3), pp. 120–129, 2006.
125. **D.J. Herzfeld, R. Shadmehr.** Motor variability is not noise, but grist for the learning mill. *Nature Neuroscience*, Vol. 17(2), pp. 149–150, 2014.
126. **D. Hamacher, N.B. Singh, J.H. Van Dieën et al.** Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review. *Journal of the Royal Society Interface*, Vol. 8(65), pp. 1682-1698, 2011.
127. **N. König, W.R. Taylor, G. Armbrecht et al.** Identification of functional parameters for the classification of older female fallers and prediction of 'first-time' fallers. *Journal of the Royal Society Interface*, Vol. 11(97), p. 20140353, 2014.
128. **N. König, N.B. Singh, C.R. Baumann et al.** Can gait signatures provide quantitative measures for aiding clinical decision-making? A systematic meta-analysis of gait variability behavior in patients with Parkinson's disease. *Frontiers in Human Neuroscience*, Vol. 10(319), pp. 1-7, 2016.
129. **R. Moe-Nilssen, M.K. Aaslund, C. Hodt-Billington et al.** Gait variability measures may represent different constructs. *Gait & Posture*, Vol. 32(1), pp. 98–101, 2010.
130. **N.B. Singh, N. König, A. Arampatzis et al.** Extreme Levels of Noise Constitute a Key Neuromuscular Deficit in the Elderly. *PLoS One*, Vol. 7(11), p. e48449, 2012.
131. **N. König, W.R. Taylor, C.R. Baumann et al.** Revealing the quality of movement: a meta-analysis review to quantify the thresholds to pathological variability during standing and walking. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, Vol. 68, pp. 111–119, 2016.
132. **N. Stergiou, L.M. Decker.** Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection? *Human Movement Science*, Vol. 30(5), pp. 869-888, 2011.
133. **N.J. Rosenblatt, C.P. Hurt, M.L. Latash et al.** An apparent contradiction: increasing variability to achieve greater precision? *Experimental Brain Research*, Vol. 232(2), pp. 403–413, 2014.

# **ANEKS**

### Ankieta dotycząca stanu zdrowia i aktywności fizycznej

1. Z jaką częstotliwością podejmuje Pan/Pani aktywność fizyczną:
  - a) kilka razy w miesiącu
  - b) 1-2 razy w tygodniu
  - c) 3-4 razy w tygodniu
  - d) codziennie
  
2. Jakiego rodzaju sporty Pan/Pani uprawia:
  - a) sporty rekreacyjne typu: spacer, nordic walking, lekka gimnastyka
  - b) sporty cardio
  - c) trening siłowy
  - d) sporty wyczynowe
  - e) inne (wypisz):
  
3. Ile średnio trwa sesja treningowa:
  - a) 30 minut
  - b) 45 minut
  - c) godzinę
  - d) więcej niż godzinę
  
4. Jak oceniłby Pan/Pani swoją sprawność fizyczną:
  - a) bardzo dobra
  - b) dobra
  - c) przeciętna
  - d) niska
  
5. Czy w przeciągu ostatnich 5 lat doświadczył Pan/Pani jakichkolwiek urazów kończyn górnych lub dolnych, takich jak: zwichnięcia czy złamania?
  - a) tak
  - b) nie
  
6. Czy doświadczył Pan/Pani urazów kręgosłupa lub urazów głowy w przeciągu ostatnich 5 lat?
  - a) tak
  - b) nie
  
7. Czy doświadcza Pan/Pani poniższych problemów (zakreślić, jeśli występują):
  - choroba lokomocyjna
  - zawroty głowy, omdlenia
  
8. Czy był Pan/Pani dzieckiem ryzyka? Czy w okresie niemowlęcym był Pan/Pani poddany rehabilitacji?
  - a) tak
  - b) nie

## ŚWIADOMA ZGODA NA UDZIAŁ W BADANIU

dotycząca programu badawczego: AS & BALANCE

Ja niżej podpisana/podpisany .....

Oświadczam, że przeczytałam/em i zrozumiałam/em informacje dotyczące badań w projekcie AS & BALANCE oraz że otrzymałam/em wyczerpujące, satysfakcjonujące mnie odpowiedzi na zadane pytania. Wyrażam dobrowolnie zgodę na udział w tym badaniu i jestem świadoma/świadomy faktu, iż w każdej chwili mogę wycofać zgodę na udział w dalszej części badania bez podania przyczyny. Przez podpisanie zgody na udział w badaniu nie zrzekam się żadnych należnych mi praw.

Zostałam/em poinformowana/y że administratorem danych będzie Instytut „Pomnik – Centrum Zdrowia Dziecka” oraz o tym, że mam prawo wglądu do moich danych i ich poprawiania oraz o tym, że są one podawane dobrowolnie.

Wyrażam zgodę na przetwarzanie danych w tym badaniu zgodnie z obowiązującym w Polsce prawem. Zgadzam się na przekazanie zanonimizowanych danych do innych krajów, zarówno w obrębie Europy jak i poza nią, oraz na ich wykorzystanie w celu przygotowania publikacji naukowych.

Przez podpisanie tego dokumentu potwierdzam również, że zostałam/em poinformowana/y o sposobie przetwarzania danych z badania, oraz że dane te są zbierane jedynie w celu naukowych analiz i podsumowań.

Zostałam/em poinformowana/y, iż w przypadku wycofania zgody na udział w badaniu zgromadzone do tej pory dane mogą zostać wykorzystane i przetwarzane jako część bazy danych badania. Otrzymam kopię niniejszego formularza opatrzoną podpisami i datą.

### Osoba badana:

.....

| Imię i nazwisko<br>(drukowanymi literami) | Podpis | Data złożenia podpisu<br>(własnoręcznie) |
|---|--------|--|
|---|--------|--|

Oświadczam, że omówiłam/em przedstawione badanie z osobą badaną (jej przedstawicielem prawnym) używając zrozumiałych, możliwie prostych sformułowań oraz udzieliłam/em informacji dotyczących charakteru oraz znaczenia badania.

### Osoba uzyskująca zgodę na badania:

.....

| Imię i nazwisko<br>(drukowanymi literami) | Podpis | Data złożenia podpisu<br>(własnoręcznie) |
|---|--------|--|
|---|--------|--|

## Klauzula informacyjna zgodna z RODO

Informujemy, że:

1. Administratorem Pani/Pana danych (danych dziecka) jest Instytut „Pomnik – Centrum Zdrowia Dziecka” (IPCZD) z siedzibą przy Al. Dzieci Polskich 20, 04-730 Warszawa, tel: +48 22 815 16 00.
2. Inspektorem Ochrony Danych w IPCZD jest Magdalena Kowalska, tel: +48 22 815 77 13, adres email: [magdalena.kowalska@ipczd.pl](mailto:magdalena.kowalska@ipczd.pl)
3. Celem zbierania danych jest przeprowadzenie badania naukowego, na które Pani/pan wyraża zgodę.
4. Przysługuje Pani/panu prawo do dostępu do treści danych oraz ich sprostowania, usunięcia lub ograniczenia przetwarzania, a także prawo sprzeciwu, zażądania zaprzestania przetwarzania i przenoszenia danych, jak również prawo do cofnięcia zgody w dowolnym momencie oraz prawo do wniesienia skargi do organu nadzorczego – Urzędu Ochrony Danych Osobowych.
5. Podanie danych jest dobrowolne, lecz niezbędne do przeprowadzenia procesu badania. Dane udostępnione przez Panią/Pana nie będą podlegały udostępnieniu podmiotom trzecim. Odbiorcami danych będą tylko instytucje upoważnione z mocy prawa.
6. Dane udostępnione przez Panią/Pana nie będą podlegały profilowaniu.
7. Administrator danych nie ma zamiaru przekazywać danych osobowych do państwa trzeciego lub organizacji międzynarodowej.
8. Dane osobowe będą przechowywane przez okres niezbędny do przeprowadzenia celu w jakim zostały pozyskane.

W razie wątpliwości proszę uprzejmie o kontakt pod adresem: [magdalena.kowalska@ipczd.pl](mailto:magdalena.kowalska@ipczd.pl).

**KOMISJA BIOETYCZNA**  
**przy Instytucie „Pomnik-Centrum Zdrowia Dziecka”**  
Al. Dzieci Polskich 20  
04-730 Warszawa-Międzylesie  
T. (22) 815-16-03

PRZEWODNICZĄCY KOMISJI BIOETYCZNEJ

**UCHWAŁA nr 24/KBE/2022**

OPINIA KOMISJI BIOETYCZNEJ  
przy INSTYTUCIE „POMNIK-CENTRUM ZDROWIA DZIECKA”

Komisja Bioetyczna przy Instytucie Pomnik-Centrum Zdrowia Dziecka” na posiedzeniu w dniu **22.06.2022r.** rozpatrzyła badanie pt: ” **Określenie wpływu ruchu kończyn górnych na stabilność ludzkiego ciała za pomocą systemu ilościowej analizy ruchu Vicon**”.

Gł. Badacz: mgr inż. Agata Matuszewska

Do Komisji Bioetycznej Instytutu Pomnik Centrum Zdrowia Dziecka wpłynął wniosek z dnia 7.02.2022 o wydanie opinii o projekcie eksperymentu medycznego” Określenie wpływu ruchu kończyn górnych na stabilność ludzkiego ciała za pomocą systemu ilościowej analizy ruchu Vicon”. Badanie będzie przeprowadzone w ramach pracy doktorskiej w Pracowni Diagnostyki Narządu Ruchu IPCZD.

Badacz główny mgr inż. Agata Matuszewska, promotor prof. M. Syczewska. Przewidywany okres badania – 2 lata. Badaniem objętych będzie 15-20 zdrowych ochotników w wieku 18-35 lat. Doktorantka uzyskała zgodę i opinie Komisji Mauki Rady Naukowej przy IPCZD oraz akceptację Dyrekcji IPCZD na prowadzenie badania.

Celem badania jest określenie wpływu ruchu kończyn górnych na stabilność ludzkiego ciała w trakcie poruszania się. W celu przeprowadzenia analizy ilościowej opracowane zostaną własne miary i parametry pozwalające zmierzyć koordynację międzykończynową. Planowanym efektem praktycznym jest stworzenie oprogramowania dedykowanego ocenie stabilności podczas chodu.

Badania przeprowadzone będą przy użyciu optoelektronicznego systemu analizy ruchu Vicon Do badania będą rekrutowane osoby dorosłe, zdrowe z prawidłowym BMI. Wykonywana rejestracja chodu i ruchu kończyn górnych nie niesie za sobą żadnych negatywnych skutków i zagrożeń dla badanych osób. Do dokumentacji dołączona jest informacja dla badanych oraz formularz świadomej zgody oraz klauzula informacyjna zgodna z RODO.

Zaproponowane badanie jest badaniem merytorycznie uzasadnionym i należy stwierdzić, że po dostarczonych uzupełnieniach, sposób jego przeprowadzenia odbędzie się według zasad GCP

Do zespołu badaczy należą:

Prof. dr hab. n med. Małgorzata Syczewska  
Mgr inż. Ewa Szczerbik  
Mgr inż. Małgorzata Kalinowska

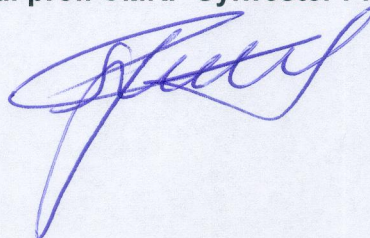
Przedłożone dokumenty:

1. Wniosek o wydanie opinii o projekcie
2. Streszczenie projektu
3. Informacja dla pacjenta
4. Świadoma zgoda na udział w badaniu
5. Klauzula informacyjna
6. Opinia Eksperta

Na podstawie przedłożonej dokumentacji, dodatkowych wyjaśnień przedstawionych przez mgr inż. Agatę Matuszewską oraz dyskusji i wyniku tajnego głosowania Komisja Bioetyczna przy IPCZD wyraziła zgodę na przeprowadzenie badania. Skład i działanie Komisji zgodne z GCP oraz wymogami lokalnymi. Tekst uchwały został sporządzony w 2 jednobrzmiących egz. po jednym dla wnioskodawcy i Komisji Bioetycznej. Lista członków Komisji biorących udział w posiedzeniu stanowi załącznik do niniejszego dokumentu.

**PRZEWODNICZĄCY KOMISJI BIOETYCZNEJ**

przy Instytucie „Pomnik-Centrum Zdrowia Dziecka”  
**dr hab. n. med. prof. CMKP Sylwester Prokurat**



**KOMISJA BIOETYCZNA**posiedzenie w dniu 22 06 2022

Przy Instytucie „Pomnik- Centrum Zdrowia Dziecka”

Al. Dzieci Polskich 20

04-730 Warszawa- Międzylesie

e-mail : komisja.bioetyczna@ipczd.pl

Tel:(22)815-16-03

**LISTA OBECNOŚCI**

| Lp. | Imię, nazwisko, zawód /specjalność, funkcja   | podpis |
|-----|---|--------|
| 1.  | <b>Prof. dr hab. n hum Paweł Łuków</b><br>Etyk  | TALU   |
| 2.  | <b>Mgr praw. Marcjanna Dębska</b><br>Adwokat  | —      |
| 3.  | <b>Ks. Paweł Śmierchalski</b><br>Teolog, Duszpasterstwo Służby Zdrowia  | TALU   |
| 4.  | <b>Mgr Piel Ewa Szkiela</b><br>Pielęgniarka   | TALU   |
| 5.  | <b>Dr n med.farm Anna Cieślik</b>   | —      |
| 6.  | <b>Dr n med. Ludmiła Bacewicz</b><br>Lekarz chirurg- IPCZD  | TALU   |
| 7.  | <b>Prof. Dr hab. n med. Katarzyna Kotulska-<br/>Józwiak</b><br>Lekarz (neurolog, neurolog dziecięcy)- IPCZD                   | TALU   |
| 8.  | <b>Lek med. Jacek Rubik</b> IPCZD   | TALU   |
| 9.  | <b>Dr n med. Małgorzata Łyszkowska</b><br>Lekarz ( pediatra, transplantolog Kliniczny) -<br>IPCZD                             | TALU   |
| 10. | <b>Prof. nadzw dr hab. n med. Wiesława<br/>Grajkowska</b><br>IPCZD  | TALU   |
| 11. | <b>Dr hab. n med. Sylwester Prokurat, prof.<br/>nadzw</b><br>Lekarz ( pediatra, nefrolog, transplantolog<br>Kliniczny)- IPCZD | TALU   |

Potwierdzam obecność w ataku  
Komisji na posiedzeniu z dnia  
w dniu 22.06.22

