



**Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego  
w Warszawie**

**Justyna Kędziorek**

**Zastosowanie dynamiki nieliniowej do oceny stabilności  
posturalnej**

**Promotor rozprawy doktorskiej  
dr hab. Michalina Błażkiewicz, prof. AWF**

Rozprawa doktorska w oparciu o cykl publikacji naukowych  
w dziedzinie nauk medycznych i nauk o zdrowiu  
w dyscyplinie nauki o kulturze fizycznej

Warszawa, maj 2023

## Oświadczenie autora rozprawy doktorskiej

1. Świadom/a odpowiedzialności prawnej oświadczam, że niniejsza praca doktorska na temat:

*„Zastosowanie dynamiki nieliniowej do oceny stabilności posturalnej”*

została napisana przeze mnie samodzielnie i nie zawiera treści uzyskanych w sposób niezgodny z obowiązującymi przepisami.

2. Oświadczam, że praca doktorska nie narusza praw autorskich na podstawie ustawy z dnia 4 lutego 1994 roku o prawie autorskim i prawach pokrewnych (Dz. U. 2019 poz. 1231 z późn. zm.) oraz dóbr osobistych chronionych prawem cywilnym.

3. Oświadczam ponadto, że treść pracy przekazanej na zewnętrznym nośniku elektronicznym jest identyczna z wersją przyjętą przez promotora i dostarczoną w formie papierowej.

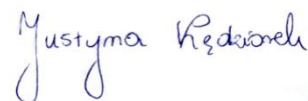
4. Oświadczam również, że przedstawiona praca nie była wcześniej przedmiotem procedur związanych z uzyskaniem stopnia doktora.

### Pouczenie:

Zgodnie z art. 193 ust. 5 ustawy z dnia 18 lipca 2018 roku – Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce (Dz. U. 1668 z późn. zm.) w przypadku niedopuszczenia do obrony rozprawy doktorskiej albo wydania decyzji o odmowie nadania stopnia doktora, ta sama rozprawa nie może być podstawą do ponownego ubiegania się o nadanie stopnia doktora

11/05/2023

Data



podpis autora pracy

... 11/05/2023

Data



podpis promotora pracy przyjmującego oświadczenie

## Wykaz publikacji będących podstawą rozprawy doktorskiej

Wykaz pięciu spośród ośmiu opublikowanych prac, które stanowią podstawę w ubieganiu się o tytuł doktora nauk o kulturze fizycznej, opublikowane po uzyskaniu stopnia magistra fizjoterapii, objęte wspólnym tytułem:

### *„Zastosowanie dynamiki nieliniowej do oceny stabilności posturalnej”.*

W czterech, monotematycznych pracach cyklu doktorantka jest pierwszym autorem, z decydującym (powyżej 50%) wkładem, na każdym etapie powstawania i pisania pracy (tworzenie koncepcji, przeprowadzenie badań, analiza wyników, pisanie artykułu). W pozostałych czterech pracach z zakresu tej samej tematyki doktorantka jest kolejnym autorem.

1. Kędziorek J., Błażkiewicz M. (2020). *Nonlinear measures to evaluate upright postural stability: a systematic review*. Entropy 22 (12), 1357, DOI: 10.3390/e22121357, (IF = 2.524, MNiSW = 100).
2. Kędziorek J., Błażkiewicz M. (2020). *Ocena stabilności posturalnej w funkcji różnego ustawiania stóp na podłożu, przy wykorzystaniu miar dynamiki nieliniowej*. Aktualne Problemy Biomechaniki 19, 20 – 26, (IF = 0, MNiSW = 5).
3. Kędziorek J., Błażkiewicz M., Kaczmarczyk K. (2022). *Using nonlinear measures to evaluate postural control in healthy adults during bipedal standing on an unstable surface*. Acta of Bioengineering and Biomechanics 24 (1), 9 – 17, DOI: 10.37190/ABB-01946-2021-02, (IF = 1.238, MNiSW = 100).
4. Kędziorek J., Błażkiewicz M. (2022). *Influence of the base of support widths on postural control and feet loading symmetry during squat – preliminary study*. Acta of Bioengineering and Biomechanics 24 (2), 55 – 63, DOI: 10.37190/ABB-02033-2022-02, (IF = 1.238, MNiSW = 100).

5. Błażkiewicz M., Kędziorek J., Wit A. (2022). *The relationship between personality and postural control in young adults – a pilot study*. Applied Sciences 12, 4978, 1 – 13, DOI: 10.3390/app12104978, (IF = 2,838, MNiSW = 100).

**Bibliometryczne podsumowanie jednotematycznego cyklu pięciu prac naukowych:**

**IF = 7.838, MNiSW = 405**

6. Kędziorek J., Błażkiewicz M. (2021). *Effect of voluntary contraction on postural control in healthy adults*. Advances in Rehabilitation 35 (4), 33 – 37, DOI: 10.5114/areh.2021.108380, (IF = 0, MNiSW = 20).
7. Błażkiewicz M., Kędziorek J., Hadamus A. (2021). *The impact of visual input and support area manipulation on postural control in subjects after osteoporotic vertebral fracture*. Entropy 23, 375, 1 – 13, DOI: 10.3390/e23030375 (IF = 2.524, MNiSW = 100).
8. Błażkiewicz M., Kędziorek J., Bańkowska, Wit A. (2019). *Ocena stabilności posturalnej podczas strzelania z łuku*. Aktualne Problemy Biomechaniki 17, 5 – 10, (IF = 0, MNiSW = 5).

**Bibliometryczne podsumowanie dorobku naukowego – ośmiu prac naukowych:**

**IF = 10.362, MNiSW = 520**

## Wykaz wszystkich publikacji wraz z wniesionym wkładem współautorów

### Praca 1 – praca z cyklu

Kędziorek J., Błażkiewicz M. (2020). *Nonlinear measures to evaluate upright postural stability: a systematic review*. Entropy 22 (12), 1357, DOI: 10.3390/e22121357.

Nazwisko i imię współautora	Oświadczenie o wniesieniu wkładu
Justyna Kędziorek – doktorantka	Koncepcja i projekt (51%) Gromadzenie danych (100%) Analiza i interpretacja (55%) Pisanie i edycja (60%)
Michalina Błażkiewicz – współautor	Koncepcja i projekt (49%) Gromadzenie danych (0%) Analiza i interpretacja (45%) Pisanie i edycja (40%)

## Praca 2 – praca z cyklu

Kędziorek J., Błażkiewicz M. (2020). *Ocena stabilności posturalnej w funkcji różnego ustawienia stóp na podłożu przy wykorzystaniu miar dynamiki nieliniowej*, Aktualne Problemy Biomechaniki 19, 20 – 26.

<b>Nazwisko i imię współautora</b>	<b>Oświadczenie o wniesieniu wkładu</b>
Kędziorek Justyna – doktorantka	Koncepcja i projekt (51%) Gromadzenie danych (80%) Analiza i interpretacja (90%) Pisanie i edycja (90%)
Błażkiewicz Michalina – współautor	Koncepcja i projekt (49%) Gromadzenie danych (20%) Analiza i interpretacja (10%) Pisanie i edycja (10%)

### Praca 3 – praca z cyklu

Kędziorek J., Błażkiewicz M., Kaczmarczyk K. (2022). *Using nonlinear measures to evaluate postural control in healthy adults during bipedal standing on an unstable surface*. Acta of Bioengineering and Biomechanics 24 (1), 9 – 17, DOI: 10.37190/ABB-01946-2021-02.

Nazwisko i imię współautora	Oświadczenie o wniesieniu wkładu
Kędziorek Justyna – doktorantka	Koncepcja i projekt (55%) Gromadzenie danych (50%) Analiza i interpretacja (60%) Pisanie i edycja (80%)
Błażkiewicz Michalina – współautor	Koncepcja i projekt (45%) Gromadzenie danych (50%) Analiza i interpretacja (40%) Pisanie i edycja (15%)
Kaczmarczyk Katarzyna – współautor	Koncepcja i projekt (0%) Gromadzenie danych (0%) Analiza i interpretacja (0%) Pisanie i edycja (5%)

#### Praca 4 – praca z cyklu

Kędziorek J., Błażkiewicz M. (2022). *Influence of the base of support widths on postural control and feet loading symmetry during squat – preliminary study*. Acta of Bioengineering and Biomechanics 24 (2), 55 – 63, DOI: 10.37190/ABB-02033-2022-02.

Nazwisko i imię współautora	Oświadczenie o wniesieniu wkładu
Kędziorek Justyna – doktorantka	Konceptcja i projekt (50%) Gromadzenie danych (50%) Analiza i interpretacja (60%) Pisanie i edycja (60%)
Błażkiewicz Michalina – współautor	Konceptcja i projekt (50%) Gromadzenie danych (50%) Analiza i interpretacja (40%) Pisanie i edycja (40%)



## Praca 5 – praca z cyklu

Błażkiewicz M., Kędziorek J., Wit A. (2022). *The relationship between personality and postural control in young adults – a pilot study*. Applied Sciences 12 (10), 4978, DOI: 10.3390/app12104978.

Nazwisko i imię współautora	Oświadczenie o wniesieniu wkładu
Kędziorek Justyna – doktorantka – współautor	Koncepcja i projekt (50%) Gromadzenie danych (100%) Analiza i interpretacja (50%) Pisanie i edycja (55%)
Błażkiewicz Michalina – pierwszy autor	Koncepcja i projekt (45%) Gromadzenie danych (0%) Analiza i interpretacja (50%) Pisanie i edycja (40%)
Wit Andrzej – współautor	Koncepcja i projekt (5%) Gromadzenie danych (0%) Analiza i interpretacja (0%) Pisanie i edycja (5%)

## Praca 6

Kędziorek J., Błażkiewicz M. (2021). *Effect of voluntary contraction on postural control in healthy adults*. Advances in Rehabilitation 35(4), 33 - 37, DOI:10.5114/areh.2021.108380.

<b>Nazwisko i imię współautora</b>	<b>Oświadczenie o wniesieniu wkładu</b>
Kędziorek Justyna – doktorantka	Koncepcja i projekt (50%) Gromadzenie danych (50%) Analiza i interpretacja (50%) Pisanie i edycja (50%)
Błażkiewicz Michalina – współautor	Koncepcja i projekt (50%) Gromadzenie danych (50%) Analiza i interpretacja (50%) Pisanie i edycja (50%)

## Praca 7

Błażkiewicz M., Kędziorek J., Hadamus A. (2021). *The impact of visual input and support area manipulation on postural control in subjects after osteoporotic vertebral fracture*, Entropy 23 (3), 375, DOI: 10.3390/e23030375.

<b>Nazwisko i imię współautora</b>	<b>Oświadczenie o wniesieniu wkładu</b>
Błażkiewicz Michalina – pierwszy autor	Koncepcja i projekt (100%) Gromadzenie danych (100%) Analiza i interpretacja (80%) Pisanie i edycja (70%)
Kędziorek Justyna – doktorantka/współautor	Koncepcja i projekt (0%) Gromadzenie danych (0%) Analiza i interpretacja (20%) Pisanie i edycja (20%)
Hadamus Anna – współautor	Gromadzenie danych (0%) Pisanie i edycja (10%)

**Praca 8:**

Błażkiewicz M., Kędziorek J., Bańkowska S., Wit A. (2019). *Ocena stabilności posturalnej podczas strzelania z łuku*, Aktualne Problemy Biomechaniki 17, 5 - 10.

<b>Nazwisko i imię współautora</b>	<b>Oświadczenie o wniesieniu wkładu</b>
Błażkiewicz Michalina – pierwszy autor	Koncepcja i projekt (90%) Gromadzenie danych (50%) Analiza i interpretacja (50%) Pisanie i edycja (80%)
Kędziorek Justyna – doktorantka/współautor	Koncepcja i projekt (0%) Gromadzenie danych (30%) Analiza i interpretacja (45%) Pisanie i edycja (10%)
Bańkowska Sylwia – współautor	Koncepcja i projekt (10%) Gromadzenie danych (20%) Analiza i interpretacja (0%) Pisanie i edycja (0%)
Wit Andrzej – współautor	Koncepcja i projekt (0%) Gromadzenie danych (0%) Analiza i interpretacja (5%) Pisanie i edycja (10%)

## Spis treści

Spis treści.....	12
Streszczenie w języku polskim.....	14
Streszczenie w języku angielskim .....	17
1. Wstęp.....	20
1.1. Układy dynamiczne – pojęcie chaosu .....	20
1.2. Pojęcie złożoności .....	22
1.3. Problematyka oceny kontroli posturalnej .....	23
1.4. Sposoby oceny stabilności posturalnej człowieka.....	24
1.5. Parametry liniowe.....	26
1.6. Parametry nieliniowe.....	27
1.7. Przegląd literatury – parametry nieliniowe .....	29
1.7.1. Przegląd literatury – entropia próbkowa.....	30
1.7.2. Przegląd literatury – wymiar fraktalny .....	31
1.7.3. Przegląd literatury – wykładnik Lapunowa .....	33
1.7.4. Podsumowanie zastosowania parametrów nieliniowych.....	34
2. Cel pracy, pytania badawcze i hipotezy .....	37
3. Materiał i metody badawcze.....	39
3.1. Charakterystyka grup badanych oraz protokołów pomiarowych.....	39
3.2. Narzędzia badawcze – parametry nieliniowe .....	46
3.2.1. Współczynnik entropii próbkowej.....	46
3.2.2. Wymiar fraktalny.....	47
3.2.3. Wykładnik Lapunowa .....	48
3.3. Narzędzia badawcze – parametry liniowe .....	48
3.4. Parametry oceniające symetrię obciążenia stóp .....	49
3.5. Analiza statystyczna .....	50

4. Wyniki .....	53
4.1. Grupa 1: Osoby młode i zdrowe – wpływ ustawienia stóp na podłożu na stabilność posturalną .....	53
4.2. Grupa 2: osoby zdrowe i młode – wpływ niestabilnego podłoża na stabilność posturalną .....	55
4.2.1. Wpływ kontroli wzrokowej na parametry liniowe .....	55
4.2.2. Wpływ kontroli wzrokowej i kierunku na parametry nieliniowe.....	57
4.3. Grupa 3: osoby zdrowe i młode – wpływ powierzchni podparcia na stabilność posturalną w przysiadzie .....	60
4.3.1. Parametry stabilności.....	60
4.3.2. Parametry symetrii obciążenia stóp w przysiadach.....	61
4.4. Grupa 4: Osoby zdrowe i młode – badania pilotażowe dotyczące powiązań cech osobowości i stabilności posturalnej .....	63
4.4.1. Charakterystyka osobowości za pomocą kwestionariusza osobowości .....	63
4.4.2. Wpływ osobowości i wykonywanej próby na wartości parametrów nieliniowych ..	64
4.4.3. Korelacje pomiędzy nieliniowymi parametrami i cechami osobowości.....	66
5. Dyskusja .....	67
6. Wnioski.....	76
Piśmiennictwo .....	78
Spis Rycin i Tabel .....	88
Kopie opublikowanych prac wchodzących w skład cyklu publikacji.....	91
Kopie pozostałych opublikowanych prac naukowych .....	92
Zgoda na badania Komisji Etycznej.....	93
Załączniki – wykaz wystąpień na konferencjach .....	94

## Streszczenie w języku polskim

### Zastosowanie dynamiki nieliniowej do oceny stabilności posturalnej

**Wstęp:** Matematyczne spojrzenie na ciało człowieka i procesy biologiczne, które w nim występują, przynosi szereg korzyści dla rozwoju nauk medycznych i diagnostyki. Umożliwia opisywanie i rozumienie wybranych procesów oraz poznanie mechanizmów, które są za nie odpowiedzialne. Jednym z założeń jest potraktowanie ciała człowieka jako układu dynamicznego, złożonego z wielowymiarowych, współpracujących ze sobą komponentów. Takie podejście pozwala na zastosowanie zaawansowanych narzędzi do oceny mechanizmu kontroli posturalnej człowieka. Powszechnym sposobem oceny kontroli posturalnej człowieka jest analiza przemieszczeń punktu przyłożenia wypadkowej siły nacisku stóp na podłoże (CoP), przy użyciu platform stabilograficznych. Odkrycie chaotycznego zachowania sygnału CoP umożliwiło wykorzystywanie do oceny kontroli posturalnej nie tylko miar liniowych takich jak: długość drogi CoP, prędkość wychwiał, czy pole powierzchni elipsy, ale również wybranych współczynników nieliniowych. Entropia próbkowa, wymiar fraktalny i wykładnik Lapunowa są parametrami, które opisują nieregularność i złożoność analizowanego sygnału. Oceniają one szybkość reakcji na bodźce destabilizujące i określają jaką strategią posługuje się badany, w celu odzyskania stabilności. Celem niniejszej pracy było przedstawienie możliwości zastosowania wybranych współczynników dynamiki nieliniowej do oceny: 1) wpływu różnego ustawienia stóp na podłożu na stabilność posturalną; 2) złożoności kontroli posturalnej zdrowych osób dorosłych w warunkach niestabilnego podłoża i manipulacji kontrolą wzrokową; 3) wpływu pola powierzchni postawy na stabilność posturalną i symetrię obciążania stóp podczas wykonywania przysiadu; 4) związku pomiędzy stabilnością posturalną a cechami osobowości.

**Material i metody:** Badania zostały przeprowadzone w grupach osób młodych i zdrowych. W zależności od celu pracy wykorzystywano różną aparaturę oraz protokoły badań. W badaniu oceny wpływu różnego ustawienia stóp na podłożu wzięły udział 33 osoby ( $21,88 \pm 1,65$  lat). Do pomiarów wykorzystano platformę AMTI AccuSway (Advanced Mechanical Technology Inc., USA). Wykonano 3 pomiary – wszystkie w warunkach oczu otwartych: stanie obunóż, stanie jednonóż i stanie w tandemie. Czas trwania każdej próby wynosił 30 sekund. W przypadku utraty równowagi lub przemieszczenia się kończyny, próba była powtarzana. W badaniu oceniającym stabilność posturalną na niestabilnym podłożu wzięło udział 14 osób ( $24,07 \pm 7,32$  lata).

Do przeprowadzenia pomiarów wykorzystano platformę Biodex Balance System SD (BBS, Biodex, USA) i system do trójwymiarowej analizy ruchu (Vicon Motion Systems Ltd, UK). Wykorzystano 34-markerowy model całego ciała PlugInGait (SACR) do rejestracji przemieszczeń środka masy ciała (CoM). Badani wykonywali 3 próby: stanie obunóż z oczami otwartymi, stanie obunóż z oczami zamkniętymi i test ryzyka upadku. Każdy pomiar trwał 20 sekund, z 5 minutową przerwą pomiędzy próbami. Podczas prób z oczami otwartymi i zamkniętymi platforma była ustawiona na poziom 1 (najmniej stabilny). Dla testu oceny ryzyka upadku platforma zmieniała swój poziom stabilności z 6 do 2 (z bardzo do nieznacznie niestabilny). Każda osoba powtarzała próbę jednorazowo, by wykluczyć efekt uczenia się. W badaniach kontroli posturalnej podczas wykonywania trzech, różnych przysiadów udział wzięło 30 osób ( $22,96 \pm 1,8$  lat). Próby zawierały: przysiad na wąskiej podstawie (stopy złączone), przysiad z stopami na szerokość obręczy miednicznej i przysiad na szerokiej podstawie – stopy ustawione szerzej niż stawy biodrowe. Każdy przysiad był wykonany jeden raz w czasie 15 sekund (5 sekund pozycja wyjściowa, 5 sekund zejście w dół, 5 sekund powrót do pozycji wyjściowej). Do oceny przemieszczeń CoP w trakcie wykonywania ruchu wykorzystano platformę Zebris FDM (Zebris Medical GmbH, Germany). W badaniach związku pomiędzy stabilnością posturalną a cechami osobowości wzięło udział 33 osoby ( $21,94 \pm 1,64$  lata). Do ewaluacji cech osobowości wykorzystano polską adaptację kwestionariusza IPIP-NEO-FFI-50, która zawierała 50 pytań. Do oceny przemieszczeń CoP wykorzystano platformę AMTI AccuSway (Advanced Mechanical Technology Inc., USA). Badani przechodzili cztery próby: stanie obunóż z oczami otwartymi i zamkniętymi, stanie jednoonóż z oczami otwartymi i zamkniętymi. Czas trwania każdej próby wynosił 30 sekund. Czas przerwy pomiędzy próbami wynosił 1 minutę. W niniejszych pracach do oceny stabilności posturalnej zastosowano parametry liniowe (długość drogi CoP, prędkość przemieszczeń CoP, pole elipsy), nieliniowe (entropię próbkową, wykładnik Lapunowa, wymiar fraktalny), indeksy z platformy Biodex Balance System: OSI (Overall Stability Indeks – całkowity indeks stabilności), APSI (Anterior-Posterior Stability Index – przednio-tylny indeks stabilności), MLSI (Medio-Lateral Stability Index – przyśrodkowo-boczny indeks stabilności), FRT (Fall Risk Test – indeks ryzyka upadku), wartości przemieszczeń CoM z systemu Vicon w kierunku ML (przyśrodkowo-bocznym), AP (przednio-tylnym), PD (proksymalno-dystalnym). We wszystkich pracach pomiary były rejestrowane z częstotliwością 100 Hz.



**Wyniki:** Wykazano, że współczynniki dynamiki nieliniowej wykazują więcej istotnych różnic w porównaniu do parametrów liniowych, w badaniach uwzględniających manipulację kontrolą wzrokową, rodzajem podłoża i polem powierzchni w trakcie aktywności dynamicznej jaką jest przysiad. Entropia próbkowa jako jedyny współczynnik pokazała różnicę w stabilności posturalnej pomiędzy ustawieniem stóp w tandemie (stopa za stopą) a obunóż, czego nie wykazała miara liniowa – długości ścieżki CoP. W badaniach o wpływie kontroli wzrokowej i niestabilnego podłoża na stabilność – istotną rolę odgrywa oś pionowa, w kierunku której przemieszczenia środka masy istotnie różniły się od przemieszczeń wzdłuż pozostałych kierunków. Warunki wyłączonej kontroli wzrokowej powodowały znaczący wzrost wartości parametrów nieliniowych i liniowych. W badaniach porównujących przysiady na wąskiej (stopy złączone), neutralnej (szerokość stawów biodrowych) i szerokiej podstawie wykazano największą złożoność kontroli posturalnej, dla przysiadu na szerokiej podstawie, co potwierdziły najwyższe wartości entropii próbkowej i wymiaru fraktalnego. Potwierdzone zostało to również dla parametru obciążenia stóp, w którym przysiad na szerokiej podstawie cechował się największą asymetrią. W badaniach związku pomiędzy stabilnością posturalną a cechami osobowości wykazano niską, dodatnią korelację pomiędzy wartością wykładnika Lapunowa w próbie stania na jednej kończynie dolnej z wyłączoną kontrolą wzrokową a cechą Otwartości.

**Wnioski:** Entropia próbkowa jest jedynym współczynnikiem wykazującym różnice pomiędzy staniem obunóż i w tandemie. Analiza przemieszczeń CoM w kierunku pionowym wydaje się nowym i interesującym kierunkiem badań kontroli posturalnej. Wykorzystanie miar nieliniowych do oceny stabilności posturalnej w przysiadach, pozwala na ocenę złożoności danego ruchu. Związki pomiędzy cechami osobowości a stabilnością posturalną nie są jeszcze do końca poznane i wymagają większej ilości badań naukowych. Niskie, dodatnie korelacje wykazane w badaniach nie wykluczają potencjalnych zależności pomiędzy cechami osobowości a stabilnością. Wykorzystanie miar nieliniowych łącznie z liniowymi może pozwolić na udoskonalenie metod diagnostyki zaburzeń równowagi. Aktualnym deficytem naukowym jest brak wartości normatywnych dla parametrów nieliniowych w wybranych przedziałach wiekowych.

**Słowa kluczowe:** *stabilność, kontrola posturalna, entropia próbkowa, wymiar fraktalny, wykładnik Lapunowa, dynamika nieliniowa, środek parcia stóp na podłoże (CoP)*

## Streszczenie w języku angielskim

### **Application of nonlinear dynamic approach for evaluating postural stability**

**Introduction:** Mathematical point of view on the human body and biological processes that occur in it brings a number of benefits for medical sciences development and diagnostics. It allows for describing and understanding selected processes and learn about the mechanisms responsible for them. One of the assumptions is to treat the human body as a dynamic system composed of multidimensional, cooperating components. This approach allows using advanced tools to evaluate the mechanism of postural control. The most common way of assessing human postural control is the analysis of the displacements of the center of foot pressure (CoP) using dynamometric platforms. The discovery of the chaotic behavior of the CoP signal allowed the application not only of linear measures such as path length of CoP, the velocity of displacements, ellipse area, but also selected nonlinear coefficients to assess postural control. Sample entropy, Fractal dimension, Lyapunov exponent are parameters that describe the irregularity and complexity of the signal. They determine how fast and what strategy is adopted to restore stability in response to destabilizing stimuli. The purpose of this study was to demonstrate the applicability of selected nonlinear coefficients to evaluate: 1) postural stability under the different base of support; 2) the complexity of postural control in healthy adults during bipedal standing on an unstable surface in eyes-open closed trials; 3) the effect of various stance widths on postural control during squat and symmetry feet loading; 4) the relationship between postural control and personality traits.

**Materials and Methods:** All studies were conducted on groups of young people. Depending on the purpose of the paper different apparatus and study protocols were used. Thirty-three subjects ( $21.88 \pm 1.65$  years old) participated in the study assessing the impact of various foot placement on the ground. The AMTI AccuSway platform (Advanced Mechanical Technology Inc., USA) was used for measurements. In this study, three trials were performed (all with eyes open): bipedal standing, one-leg standing, and tandem standing. The time of each trial was 30 sec. In case of losing stability, trial was repeated. Fourteen subjects ( $24.07 \pm 7.32$  years old) participated in the study assessing postural stability on unstable surface. The Biodex Balance System SD platform (BBS, Biodex, USA) and a three-dimensional motion capture system (Vicon Motion Systems Ltd, UK) were used for the measurements. The 34-marker model PlugInGait (SACR) was used to

register center of mass (CoM) displacements. The subjects performed three trials: bipedal standing with eyes open, bipedal standing with eyes closed and a Fall Risk test. Each measurement lasted 20 sec, with a 5-minute break between trials. During eyes open and closed trials, the platform was set on 1 level (the least stable). For the Fall Risk Test trial, the plate changed its stability level from 6 to 2 (very to slightly unstable). Each participant repeated the trial once to avoid the learning effect. Thirty subjects ( $22.96 \pm 1.8$  years) participated in the postural tests while performing three, different squats. Trials included squats in a narrow stance (feet together), hip stance (feet positioned on the width of the subject's hips) and wide stance (the squat was performed with the feet 3 feet apart). Each type of squat was performed once (duration: 15 sec). This included 5 sec in an upright position, 5 sec moving downwards, and 5 sec moving up to stand. To evaluate displacements of CoP – Zebris platform was used. Thirty-three subjects ( $21.94 \pm 1.64$  years) participated in the study of the relationship between postural stability and personality traits. The Polish adaptation of the IPIP-NEO-FFI-50 questionnaire, which contained 50 questions, was used to evaluate personality traits. The AMTI AccuSway platform (Advanced Mechanical Technology Inc., USA) was used to assess CoP displacement. The subjects underwent four trials: standing on both feet with eyes open and closed, standing on one foot with eyes open and closed. The duration of each trial was 30 seconds. The break time between trials was 1 minute. In all studies, linear parameters (CoP path length, CoP displacement velocity, ellipse area), nonlinear (Sample Entropy, Lyapunov Exponent, Fractal dimension), indexes from Biodex Balance System (Overall Stability Index, Anterior-Posterior Stability Index, Medio-Lateral Stability Index, Fall Risk Test), CoM displacements from Vicon were used to assess postural stability. In all studies, the sampling rate was 100Hz.

**Results:** Nonlinear dynamics coefficients showed more significant differences than linear parameters in tests that included manipulation of visual control, ground type and surface area during a squatting. Sample entropy was the only parameter that exhibited a difference in postural stability between foot placement in tandem standing. In studies of the effect of visual control and unstable ground on stability - the vertical axis plays an essential role in the direction of which the displacements of the center of mass were significantly different from those along the other directions. Excluded visual control conditions result in a significant increase in nonlinear and linear parameter values. A study comparing squats, the wide feet setting significantly affected not only the feet loading symmetry but also the

strategy (high Lyapunov Exponent), the amount of irregularities (high Sample Entropy) and the CoP time-series roughness complexity (high Fractal dimension). The study of the relationship between stability and personality traits showed a low positive correlation between the value of the Lyapunov exponent in the one leg standing trial with visual control off and the Openness trait.

**Conclusions:** Sample Entropy is the only coefficient showing differences between bipedal standing and tandem standing. The analysis of CoM displacement in the vertical direction appears to be a new direction for the study of postural control. The use of nonlinear measures to assess postural stability in squats allows to evaluate the complexity of a given movement. The relationship between personality traits and stability isn't fully understood yet and requires more research. The low positive correlations shown in studies don't rule out potential relationships between personality traits and stability. The use of nonlinear and linear measures together may allow for improved methods of diagnosing imbalances. A current scientific deficit is the lack of normative values for nonlinear parameters in selected age ranges.

**Keywords:** *postural stability, motor control, Sample Entropy, Fractal dimension, Lyapunov exponent, nonlinear measures, center of pressure (CoP)*

# 1. Wstęp

## 1.1. Układy dynamiczne – pojęcie chaosu

Procesy biologiczne występujące w organizmie człowieka, coraz częściej poddawane są modelowaniu matematycznemu. Takie podejście wiąże się z pewnymi uproszczeniami rzeczywistości a także z koniecznością zapisu formalnego, niekiedy bardzo skomplikowanych zjawisk. W celu przybliżenia tej tematyki, zasadnym wydaje się rozwinięcie pojęcia układu dynamicznego. Układ dynamiczny to model matematyczny zjawiska rzeczywistego, którego ewolucja jest wyznaczona w sposób jednoznaczny przez stan początkowy (Hirsch, 1984). Układy dynamiczne opisywane są przy użyciu równań różniczkowych. Równania różniczkowe definiują zależność pomiędzy szukaną funkcją, a jej pochodnymi. Tym samym określają, jak zmiana jednej zmiennej wpływa na pozostałe. Takie podejście w odpowiedni sposób charakteryzuje zmiany opisywanego systemu, które odbywają się w czasie (Thelen i Smith, 2006). Teoria układów dynamicznych to dziedzina matematyki, która analizuje owe układy (Mpitsos, 1994). Rozwój teorii układów dynamicznych dał możliwość szczegółowego zrozumienia wielu zjawisk zachodzących w przyrodzie m.in. reakcji chemicznych, procesów zachodzących w astrologii, ekonomii, systemach ekologicznych, w rozroście komórek nowotworowych, szybkości rozprzestrzeniania się chorób, w pracy ludzkich organów takich jak: serce, płuca, czy też mózgowie (Mpitsos, 1994).

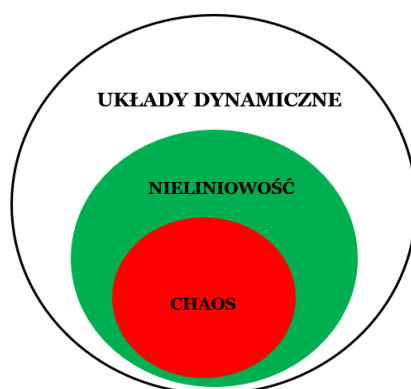
Układy dynamiczne można podzielić na deterministyczne i stochastyczne (Hilborn i Robert, 2000). Układ deterministyczny to taki, który danemu na wejściu zdarzeniu jednoznacznie przypisuje się konkretny stan. Opis takiego układu nie zawiera żadnego elementu losowości. Oznacza to, że ewolucja układu w modelu deterministycznym jest z góry przesądzona i zależy wyłącznie od parametrów początkowych lub ich wartości poprzednich (Hilborn i Robert, 2000). Model deterministyczny jest najczęściej stosowanym modelem w opisie wielu zjawisk fizycznych i biologicznych. Przykładem modelu deterministycznego może być wyznaczenie siły na podstawie znanej masy i przyspieszenia. W szczególnych przypadkach, w układach deterministycznych niewielkie zaburzenie warunków początkowych, powoduje rosnące wykładniczo zmiany w jego zachowaniu. Mówi się wtedy o modelu chaosu deterministycznego. Zatem, zjawisko chaosu deterministycznego jest własnością równań lub układów równań, które polega na dużej wrażliwości na warunki początkowe (Demir i in., 2012). Takie zachowania

obserwowane są najczęściej w układach nieliniowych, opisujących układy dynamiczne będące modelami matematycznymi rzeczywistych zjawisk przyrodniczych lub biologicznych (Kumar, 2012). Omówiony wyżej opis deterministyczny można przeciwstawić modelowi probabilistycznemu (stochastycznemu), w którym wyniki początkowe opisują wyniki końcowe z pewnym prawdopodobieństwem. Taka definicja sprawia, że model stochastyczny charakteryzuje się dużym stopniem losowości. Dlatego też, układy tego typu mogą mieć więcej niż jedno rozwiązanie, które w dużym stopniu będą zależę od znajdujących się w samym modelu zmiennych losowych (Hilborn i Robert, 2000).

W starożytnej Grecji, termin chaos definiował mroczną, niekształną otchłań, z której wyłonił się Wszechświat. W tym samym okresie, chaos był kojarzony ze światem podziemnym, w którym przebywali zmarli. W późniejszych czasach był on rozumiany jako pierwotna bezkształtna masa, z której został stworzony uporządkowany świat. Wówczas, porządek i chaos stały się skrajnymi przeciwieństwami, pomiędzy którymi umieszczono nasze pojmowanie świata. Ludzkość zawsze dążyła do zrozumienia praw przyrody, a tym samym do wydobycia pewnych algorytmów i uporządkowania z chaosu. W latach 70-tych dwudziestego wieku pojęcie chaosu nabrało nowego znaczenia. Stało się tak dzięki rozwojowi metod komputerowych, jak i z racji potrzeb modelowania wielu zjawisk zachodzących w przyrodzie. W Londynie, w 1986 r., na międzynarodowej konferencji o chaosie, przyjęto jego formalną definicję: „*Chaos – stochastyczne zachowanie występujące w układzie deterministycznym*”. W tym czasie Teoria chaosu stała się największą rewolucją nauki XX wieku. Teoria chaosu opiera się na założeniu, że układy podlegające prostym regułom mogą zachowywać się w zdumiewająco skomplikowany sposób. W jednej chwili stają się one tak złożone, że prostota i uporządkowanie zanika. W tym przypadku, złożoność układu, to ogromna ilość informacji potrzebnych do jego opisu. Warto wspomnieć, że charakterystyczny dla zjawisk chaotycznych, jest tzw. „*efekt motyla*” (Dooley, 2009). Efekt motyla to zjawisko wprowadzone przez Edwarda Lorenza. Oznacza ono wywieranie ogromnych zmian przez niewielkie odchylenia parametrów analizowanego układu. Edward Lorenz w 1960 roku stworzył układ równań różniczkowych, które opisywały zależności między parametrami pogody. Podczas przeprowadzonych dwukrotnie obliczeń zauważył, że wyniki uzyskane za drugim razem znacznie różniły się od tych, które uzyskał po raz pierwszy. Wtedy odkrył, że to ogromna czułość na zmiany w warunkach początkowych wywołała zmiany w dalszych obliczeniach.

Stąd metaforycznie stwierdził, że dzisiejsze trzepotanie skrzydeł jednego motyla, może wywołać po miesiącu tornado („efekt motyla”).

W tym miejscu, warto podkreślić fakt, że nie wszystkie systemy nieliniowe są chaotyczne. Natomiast wszystkie systemy zawierające w sobie zjawisko chaosu, są nieliniowe. Dodatkowo, systemy nieliniowe są pewną częścią wszystkich układów dynamicznych (Moon i Holmes, 1979) (Ryc. 1). Zakłada się również, że układem dynamicznym jest człowiek, który podlega wielu złożonym procesom dziejącym się wewnątrz jego organizmu, które bardzo często są wynikiem pewnych działań zewnętrznych. Jednym z takich procesów, jest kontrola posturalna, która jako suma wielu czynników, jest również rozpatrywana w kontekście tzw. złożoności.



Ryc. 1. Zależność chaosu od układów dynamicznych i układów nieliniowych (Moon, 1979).

## 1.2. Pojęcie złożoności

W celu precyzyjnego omówienia zagadnienia kontroli posturalnej człowieka, w pierwszej kolejności należy przytoczyć i rozwinąć pojęcie złożoności. Według Delignieres i Marmelat (2012) pojęcie złożoności stanowi jedno z najmniej rozumianych konceptów w świecie naukowym. Jest ono definiowane w sposób trywialny – jako przeciwieństwo prostoty i przewidywalności (Delignieres i Marmelat, 2012). Pojęcie złożoności charakteryzuje większość procesów fizycznych, chemicznych i biologicznych. Delignieres i Marmelat (2012) twierdzą, że układ jest złożony, gdy jest zbudowany z nieskończenie wielu sprzężonych ze sobą elementów. Takiego układu nie można rozłożyć na elementarne składowe, bo każdy jego element jest zależny od innego. Dodatkowo, w złożonych układach interakcje – czyli powiązania pomiędzy składowymi

opisywanego systemu są bardziej istotne, niż te składowe opisywane jako oddzielne elementy. W kontekście niniejszej pracy, jak i wielu innych opracowań (Goldberger i in., 1990; Baloh i in., 1998; Goldberger i in., 2002; Dusing i in., 2014; Dusing i in., 2014; Pierce i in., 2020), złożoność jest bezpośrednio powiązana z właściwościami takimi jak stabilność i adaptacja, które charakteryzują zdrowe, dojrzałe i efektywne organizmy. Według tej reguły, złożoność a tym samym stabilność i możliwość szybkiej adaptacji do nieoczekiwanych bodźców jest tracona m.in. wraz z procesami starzenia się i chorobą (Delignieres i Marmelat, 2012), na co w dużym stopniu wpływają zredukowane zakresy ruchomości w stawach a tym samym zmniejszona liczba stopni swobody (Newell i in., 1997). Warto nadmienić, że złożoność w dużym stopniu zależy od koordynacji oraz samoorganizacji składowych tworzących system (Kelso, 1995). Kiedy elementy systemu są niezależne, nie jest on zdolny do wykazania żadnego poziomu skoordynowanej aktywności a jego zachowanie pozostaje zmienne, nieregularne i nieprzewidywalne (Delignieres i Marmelat, 2012) czyli stochastyczne. Natomiast, gdy koordynacja pomiędzy komponentami systemu jest sztywna, nieelastyczna, system będzie miał tendencję do zachowywania się w sposób przewidywalny i deterministyczny (Delignieres i Marmelat, 2012). W takiej wersji, złożoność jest kompromisem pomiędzy porządkiem a zaburzeniem. Sama złożoność jest trudna do ewaluacji. Poniekąd jest ona ukryta wewnątrz szeregów czasowych charakteryzujących sekwencję czy strategię ruchu ocenianą w trakcie różnorodnych zadań implementowanych w trakcie oceny kontroli posturalnej.

### **1.3. Problematyka oceny kontroli posturalnej**

Działające na ciało siły zewnętrzne jak i wewnętrzne rzadko się równoważą, zatem zawsze obserwowany jest niewielki ruch ciała człowieka, mimo iż wydaje się, że pozycja jest całkowicie nieruchoma (Horak, 2006; Duarte i Freitas, 2010). Horak i in., (1990) pokazali, że tylko szybka reakcja ze strony układu nerwowego zapewnia utrzymanie równowagi w przypadku działających bodźców destabilizujących. Układ nerwowy ma około 70 – 110 ms, aby rozpoznać perturbację i uaktywnić adekwatną sekwencję ruchową przeciwdziałającą utracie równowagi. Z tym procesem łączy się pojęcie kontroli posturalnej (ang. *postural control*). Jest ono używane do opisanie, w jaki sposób układ nerwowy reguluje informacje pochodzące z innych systemów, w celu wygenerowania odpowiedniej pracy układu mięśniowego, służącej do utrzymania pozycji stojącej (Kędziołek i Błażkiewicz, 2020). Proces kontroli posturalnej angażuje aktywację wielu



komponentów organizmu, które są ze sobą ściśle powiązane a ich wspólna praca zapewnia prawidłową stabilność posturalną (Hwang i in., 2016). Do głównych komponentów układu sterującego należą: układ przedsionkowy, narząd wzroku, receptory czucia głębokiego znajdujące się w mięśniach, skórze i stawach. Informacje pochodzące z tych układów są zintegrowane a względne stopnie ważności umieszczone na każdej z danych wejściowych, zależą od celów zadania motorycznego i kontekstu środowiskowego (Horak, 2006). Zatem, bardziej ogólnie można napisać, że kontrola posturalna obejmuje koordynację strategii ruchowych, w celu ustabilizowania środka masy ciała, podczas zaburzeń stabilności zainicjowanych przez pracę organizmu, jak i tych wywołanych przez destabilizujące bodźce zewnętrzne (Paillard i Noe, 2015).

Nieprawidłowe funkcjonowanie pojedynczej struktury lub jednego systemu zaangażowanego w kontrolę posturalną powoduje deficyty. Wielokrotność i złożoność informacji, które przez wejścia sensoryczne docierają do Ośrodkowego Układu Nerwowego (OUN) powoduje, że dysfunkcja jednego z nich, jest szybko kompensowana pracą innego. Z jednej strony może to przyczyniać się do utrudnieni właściwej i dokładnej diagnostyki zaburzeń posturalnych. Z drugiej jednak strony, jest to zakodowana obrona organizmu przed niekorzystnymi warunkami funkcjonowania. Biorąc pod uwagę ilość zaangażowanych składowych oraz złożoność procesu kontroli posturalnej, w ostatnich latach zaczęto używać miar nieliniowych, które pozwalają w sposób pośredni ocenić funkcjonowanie układu nerwowego (Palakurthi i Burugupally, 2019).

#### **1.4. Sposoby oceny stabilności posturalnej człowieka**

Popularna i powszechnie praktykowana ocena kliniczna stabilności wiąże się z wykonywaniem testów takich jak: próba Romberga, test Timed Up and Go (TUG) i innych (Cavanaugh i in., 2005). Niestety takie testy dostarczają niekompletnych informacji. Dlatego też uważa się, że najprostszy a zarazem najbardziej rzetelny sposób oceny stabilności ciała człowieka odbywa się przy użyciu platform dynamometrycznych. Sposób trudniejszy, bardziej kosztowny i czasochłonny, ale jednocześnie dający dużo więcej informacji – polega na przestrzennej analizie przemieszczeń całego ciała, przy użyciu systemów typu Motion Capture. Głównym celem takiego badania jest utrzymanie pozycji stojącej z jak najmniejszymi wychyleniami ciała od jego od osi podłużnej (Cavanaugh i in., 2005). W przypadku badania na platformie oceniane są przemieszczenia środka parcia stóp na podłożu – CoP (ang. *center of pressure*) (Paillard i Noe, 2015).

Natomiast użycie systemów do trójwymiarowej analizy ruchu pozwala na analizę przemieszczeń środka masy ciała – CoM (ang. *center of mass*). Kuczyński (2003) udowodnił, że dobrym odpowiednikiem analizy ruchu CoM w badaniach stabilograficznych, jest badanie przemieszczeń CoP. Z tego względu w większości prac dokonuje się analizy tego sygnału.

Bazowym ustawieniem w czasie oceny stabilności na platformie, jest pozycja stania swobodnego obunóż z oczami otwartymi, wzrokiem skierowanym przed siebie i kończynami górnymi opuszczonymi wzdłuż ciała (Mehdikhani i in., 2014). Próby są modyfikowane w zależności od tego, który układ sterujący jest sprawdzany. Warunkami pomiarowymi, które można zmieniać jest czas trwania pomiaru (Le Clair i Riach, 1996; Corriveau, 2000; Lafond i in., 2009), modyfikacja pola powierzchni podstawy (Kędziorek i Błażkiewicz, 2020; Błażkiewicz i in., 2021), warunki wzrokowe (Kędziorek, 2022), obecność bodźców destabilizujących oraz ilość powtórzeń danego zadania (Corriveau, 2000; Lafond i in., 2009; Duarte i Freitas, 2010).

Czas trwania badania jest różny i waha się od 10 sekund do 5 minut (Corriveau i in., 2001; Lafond i in., 2009; Błażkiewicz i in., 2021; Moretto i in., 2021). Wielu autorów uważa, że próba trwająca 30 sekund jest wystarczającą aby ocenić kontrolę posturalną osób dorosłych (Le Clair i Riach, 1996) i starszych (Rugelj, 2007). W literaturze spotyka się przedziały od 20 do 60 s dla prób statycznych i od 10 do 30 s dla prób dynamicznych w zależności od trudności wykonywanego zadania i wieku badanych (Scoppa i in., 2013). Ostatnie rekomendacje International Society for Posture and Gait Research zaleca przeprowadzenie pojedynczej próby w czasie trwania od 25 do 40 s (Scoppa i in., 2013). Modyfikacji pola powierzchni podparcia dokonuje się za pomocą zmian ustawienia stóp. Można stosować wymienione warianty: stanie jednonóż, ze stopami złączonymi, oddalonymi o konkretną odległość lub rozstawionymi pod wybranym kątem, w pół tandemie i tandemie całkowitym (Mehdikhani i in., 2014; Kędziorek i Błażkiewicz, 2020). Kolejną możliwością jest badanie z wyłączoną i włączoną kontrolą wzrokową (Paillard i Noe, 2015). Warunkami pomiarowymi, które można zmieniać jest również adaptacja do podłoża pomiarowego. Pomiary wykonuje się na nieruchomej lub ruchomej platformie (Kędziorek, 2022) oraz z zastosowaniem miękkich pianek (Patel i in., 2011), które tworzą niestabilne podłoże. Możliwe jest również wywołanie zakłóceń w trakcie próby pomiarowej. Takie perturbacje dzielą się na: mechaniczne (np. destabilizacja motoryczna za pomocą worka bokserskiego, który uderza w ramię badanego), sensoryczne (wzrokowe,

przedsionkowe, proprioceptywne) (Maitre i in., 2015, Kędziorek, 2022) i poznawcze (zadanie dual-task w trakcie wykonywanej próby pomiarowej, mające na celu odwrócić uwagę badanego od skupiania się na pozycji stojącej np. wykonywanie matematycznych obliczeń w pamięci) (Teasdale i in., 1993; Ebersbach i in., 1995). Kolejnym elementem jest ilość powtórzeń danego zadania w trakcie oceny kontroli posturalnej (Duarte i Freitas, 2010). Według Lafond i in., (2009) powinno się wykonywać dwa powtórzenia. Corriveau (2000) rekomenduje czterokrotne powtórzenie pomiarów, w celu uzyskania prawidłowego wyniku. Jednakże powtarzając zadane próby istnieje ryzyko wystąpienia efektu uczenia się a tym samym poprawienie wyników stabilności. Z drugiej jednak strony, kilkukrotne wykonanie tej samej próby, może spowodować efekt zmęczenia, co w następstwie spowoduje zwiększenie się wychwiał posturalnych i pogorszenie wyników (Duarte i Freitas, 2010). Pomimo istnienia różnych wariantów oceny stabilności posturalnej, badanie na platformie pozostaje najczęstszą formą jej oceny, niezależnie od wieku badanego czy też chorób współistniejących. W czasie prób platformy zbierają sygnał CoP, który następnie musi być oceniony. Do oceny stabilności posturalnej stosuje się dwa typy parametrów tzw. powszechne – liniowe i tzw. nowoczesne – nieliniowe, których opis znajduje się w kolejnych rozdziałach pracy.

### **1.5. Parametry liniowe**

Surowy sygnał CoP ma dwuwymiarową reprezentację: w kierunku przyśrodkowo-bocznym (ML – medio-lateral) oraz przednio-tylnym (AP – antero-posterior) (Kędziorek i Błażkiewicz, 2020). Na bazie tych sygnałów liczone są następujące parametry liniowe:

- zakresy wychwiał w kierunku przednio-tylnym i boczno-przyśrodkowym,
- pole powierzchni elipsy zakreślonej przez środek parcia stóp na podłoże,
- wychylenia minimalne i maksymalne w każdym kierunku,
- prędkość przemieszczania się środka parcia stóp na podłoże,
- długość drogi środka parcia stóp na podłoże (Duarte i Freitas, 2010).

Na podstawie opublikowanych doniesień (Cavanaugh i in., 2005) przyjmuje się, że im wyższa wartość wyżej wymienionych parametrów, tym gorsza równowaga. Z fizjologicznego punktu widzenia taka ocena nie daje dostatecznej informacji o tym, jak kontrolowana jest postawa ciała. Zwracając uwagę na fakt, że na zachowanie sygnału CoP

wpływa wiele układów, bodźców oraz kombinacje tych czynników (Roerdink i in., 2006; Ladislao i Fioretti, 2007), koniecznym jest zastosowanie bardziej zaawansowanych metod oceny złożoności tego sygnału, którymi są miary nieliniowe.

## **1.6. Parametry nieliniowe**

Miary nieliniowe są w stanie uchwycić czasową zmienności sygnału CoP w odniesieniu do zachowania motorycznego (Ghofrani i in., 2017). Dlatego też, miary te pozwalają na ilościowe określenie regularności, zdolności adaptacyjnych do środowiska, stabilności (Roerdink i in., 2006; Ladislao i Fioretti, 2007) i złożoności (Delignieres i Marmelat, 2012). Według Lipsitz (2002) złożoność jest związana z właściwościami stabilności i adaptacyjności, które charakteryzują zdrowe systemy, a które mogą być utracone wraz ze starzeniem się i chorobą. Nieliniowe narzędzia do oceny wspomnianych właściwości kontroli posturalnej obejmują: wykładnik Lapunowa (LyE) (Liu i in., 2015), wykładnik Hursta (Gorshkov, 2012), wymiar fraktalny (FD) (Gómez i in., 2009), analizę rekurencji (RQA – Recurrence Quantification Analysis) (Ramdani i in., 2013; Bhavsar, 2018) i rodzinę entropii (Donker i in., 2007; Kędziorek i Błażkiewicz, 2020). W niniejszej dysertacji omówieniu zostaną poddane współczynnik entropii próbkowej, wymiar fraktalny oraz wykładnik Lapunowa.

Warto podkreślić fakt, że wymienione miary są wykorzystywane do oceny strategii posturalnych. Można tu powołać się na analogię do strategii stawów skokowych i biodrowych opisanych przez Horak i in., (1990). Podobnie, ewentualne różnice w wartościach wymiaru fraktalnego i entropii pomiędzy badaniami przed i po terapii, mogą ujawnić strategie odpowiednio bardziej lub mniej sztywne, złożone lub automatyczne. W Tabeli 1 znajdują się interpretacje niskich i wysokich wartości współczynników nieliniowych, które były używane w cyklu prac omawianych w niniejszej dysertacji.

Tabela 1. Interpretacja niskich i wysokich wartości współczynników nieliniowych.

WSPÓLCZYNNIK	NISKIE WARTOŚCI	WYSOKIE WARTOŚCI
<p><b>Entropia próbkowa (SampEn)</b> – miara regularności i złożoności sygnału oraz ilości uwagi poświęconej w wykonanie danego zadania. Wartości zawierają się w przedziale od 0 (idealnie regularne ruchy) do 2 (nieregularne i nieprzewidywalne ruchy) (Potvin-Desrochers, 2017).</p>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Regularny szereg czasowy.</li> <li>2) Oznaka występowania ewentualnej patologii.</li> <li>3) System może nie zareagować w sposób elastyczny na dany bodziec destabilizujący.</li> <li>4) System niezdolny do sukcesywnego zaadaptowania się do nowych zmian w środowisku.</li> <li>5) Oznaka, że więcej uwagi jest poświęcona na wykonanie zadania równoważnego.</li> <li>6) Minimalna wartość uzyskana w przeglądanych pracach: <math>0,021 \pm 0,009</math> (Reinert, 2014).</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Nieregularny szereg czasowy.</li> <li>2) Oznaka zdrowego, czujnego układu biologicznego.</li> <li>3) System gotowy na wystąpienie „nieoczekiwanego” bodźca.</li> <li>4) Utrzymanie równowagi wymaga mniej uwagi lub koncentracji na zadaniu.</li> <li>5) Maksymalna wartość uzyskana w przeglądanych pracach: <math>1,73 \pm 0,1</math> (Quek i in., 2014).</li> </ol>
<p><b>Wymiar Fraktalny (FD)</b> – dostarcza informacji o złożoności sygnału poprzez opisanie jego kształtu. Jego wartość może świadczyć o zmianie strategii sterowania wykorzystywanych do utrzymania równowagi. Wymiar fraktalny mieści się w przedziale od 1 do 2 (Doyle i in., 2005)</p>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Sygnał o wymiarze fraktalnym równym 1 oznaczałby sygnał całkowicie nieruchomy w czasie. Niemożliwa sytuacja, w której człowiek stoi całkowicie nieruchomo, nie kołysząc się.</li> <li>2) Minimalna wartość uzyskana w recenzowanych pracach: <math>1,06 \pm 0,01</math> (Madeleine i in., 2011).</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Dane generowane losowo lub dane ze zbyt dużą składową szumu, wówczas wymiar fraktalny zbiega do 2 (Tang i in., 2015).</li> <li>2) Maksymalna wartość uzyskana w recenzowanych pracach: <math>1,76 \pm 0,06</math> (Casabona i in., 2016).</li> </ol>
<p><b>Wykładnik Lapunowa (LyE)</b> – jego dodatnia wartość jest uważana za warunek konieczny i wystarczający obecności chaosu w układzie. LyE stanowi miarę lokalnej stabilności układu dynamicznego (Donker i in., 2007).</p>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Wskazuje na sztywność systemu i niezdolność do adaptacji do otoczenia (Khayat i Nowshiravan-Rahatabad, 2014).</li> <li>2) Minimalna wartość uzyskana w recenzowanych pracach: <math>0,12 \pm 0,07</math> (Ghofrani i in., 2017).</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Wskazuje na zdolność do szybszej reakcji na bodźce destabilizujące i lepszą kontrolę równowagi (Khayat i Nowshiravan-Rahatabad, 2014).</li> <li>2) Maksymalna wartość uzyskana w recenzowanych pracach: <math>2,23 \pm 0,67</math> (Ghofrani i in., 2017).</li> </ol>

## 1.7. Przegląd literatury – parametry nieliniowe<sup>1</sup>

Jedną z prac wchodzących w skład cyklu stanowi przegląd literatury<sup>1</sup>, którego celem było zbadanie zastosowania współczynników dynamiki nieliniowej (entropii próbkowej, wymiaru fraktalnego i wykładnika Lapunowa) do oceny stabilności posturalnej w czasie stania w pozycji wyprostowanej. Elektroniczne wyszukiwanie baz danych zostało przeprowadzone w grudniu 2019 roku. Wyszukiwanie artykułów ograniczono do okresu – od stycznia 2009 do grudnia 2019 roku. Przeszukano elektroniczne bazy, takie jak: PubMed, Google Scholar, Science-Direct i EBSCO w celu zidentyfikowania odpowiedniej literatury, przy użyciu słów kluczowych: "postural stability and Sample entropy", "postural stability and fractal dimension", "postural stability and Lyapunov exponent", "upright stance and nonlinear measures", "posturography and nonlinear measures" oraz "postural control and nonlinear measures".

Z elektronicznych baz danych wybrano wyłącznie pełnotekstowe – recenzowane artykuły w języku angielskim. Kryteriami włączenia były: (1) badania prowadzone na ludziach, (2) analizowanie stabilności posturalnej w pozycji stojącej przy użyciu sygnału CoP pochodzącego z platform, (3) zastosowanie do analizy parametrów nieliniowych: entropii próbkowej, wymiaru fraktalnego i wykładnika Lapunowa. Odrzucono prace, w których analizowano próby dynamiczne, chód, bieg czy zmiany pozycji z siedzącej na stojącą. Prace, w których do oceny stabilności wykorzystywano systemy do trójwymiarowej analizy ruchu, akcelerometry lub takie, które posiadały niekompletne informacje dotyczące grupy badanej lub urządzeń pomiarowych były wyłączone z przeglądu. Przy wyszukiwaniu, nie stosowano ograniczeń dotyczących płci, wieku, niepełnosprawności, urazów czy chorób. W procesie przeszukiwania baz zduplikowane artykuły zostały odrzucone. Pierwsza selekcja obejmowała tytuł i zawartość streszczenia, następnie dokonywano oceny pełnej treści pracy. Wybrane artykuły były sprawdzane dwukrotnie przez dwie niezależne osoby - autorów pracy przeglądowej. Zgromadzone artykuły zostały wprowadzone do oprogramowania EndNote X7.7 (Clarivate Analytics, Philadelphia, USA). Następnie zaakceptowane prace podzielono na trzy podgrupy, w zależności od tego jaki współczynnik nieliniowy zastosowano do oceny stabilności posturalnej. Wyróżniono trzy podgrupy: entropia próbkowa, wymiar fraktalny oraz wykładnik Lapunowa. Dodatkowo, wyselekcjonowane artykuły zostały ponownie

---

<sup>1</sup> Kędziorek J., Błażkiewicz M. (2020). *Nonlinear measures to evaluate upright postural stability: a systematic review*. Entropy 22 (12), 1357.

podzielone na podgrupy, w których badano: 1) dzieci, osoby młode i starsze, 2) osoby z niepełnosprawnościami, urazami lub chorobami oraz 3) sportowców. W kolejnym etapie przeprowadzono ocenę jakościową prac przy użyciu ankiety (Downs i Black, 1998), która szczegółowo opisana jest w pracy<sup>1</sup>. W wyniku przeprowadzonego wyszukiwania, z 1100 artykułów, po selekcji przeanalizowano łącznie 43 prace. W treści tych prac w 33 wykorzystano entropię próbkową, w 10 wymiar fraktalny i w 4 wykładnik Lapunowa. W 3 pracach autorzy wykorzystali do analizy entropię próbkową i wymiar fraktalny. W jednym artykule przeprowadzono analizę uwzględniając entropię próbkową razem z wykładnikiem Lapunowa.

### **1.7.1. Przegląd literatury – entropia próbkowa**

Entropia próbkowa (ang. *Sample entropy* – SampEn) jest jednym z rodzajów entropii, która używana jest do oceny regularności i przewidywalności sygnałów fizjologicznych przedstawianych w postaci szeregów czasowych (Potvin-Desrochers, 2017). Ocenia ona również automatyzm regulacji kontroli posturalnej (Roerdink i in., 2011). SampEn ( $m$ ,  $r$ ,  $N$ ) zbioru danych o długości  $N$  jest ujemnym logarytmem naturalnym prawdopodobieństwa, że sekwencja  $m$  punktów, powtarzających się w granicach tolerancji  $r$ , również powtarza się dla  $m + 1$  punktów – bez dopuszczania samopowtarzania (Potvin-Desrochers, 2017). Niskie wartości SampEn wskazują, że sygnał CoP jest bardziej regularny i przewidywalny, co wiąże się z mniejszą złożonością (Hansen i in., 2017). Niskie wartości entropii oznaczają również dużą ilość uwagi poświęconą na zadanie równoważne, co w konsekwencji powoduje spadek automatyzmu procesów kontrolujących równowagę (Manor i in., 2010). Z uwagi na to, że złożoność jest kluczowa w adaptacji do zmiennych warunków zewnętrznych, to mniejsza złożoność przekłada się na mniejszą elastyczność i większą sztywność kontroli posturalnej (Georgoulis i in., 2006). Oraz odwrotnie – wyższa wartość SampEn, odzwierciedla zwiększoną złożoność, jest interpretowana jako ulepszona samoorganizacja i skuteczna strategia w kontroli posturalnej (Donker i in., 2007). Zasadniczą zaletą używania tego parametru jest jego niewrażliwość na długość szeregu czasowego (Richman i Moorman, 2000). Jednak autorzy Richman i Moorman (2000) zalecają używanie tego parametru dla danych, które są dłuższe niż 200 punktów.

Na podstawie omawianego przeglądu literatury, ocena stabilności posturalnej z wykorzystaniem SampEn w grupach starszych dorosłych, młodzieży i dzieci została

uwzględniona w 12 pracach. W czternastu artykułach analizowano osoby z dysfunkcjami, chorobami neurologicznymi i schorzeniami układu mięśniowo-szkieletowego. Sportowcy byli badani w 7 pracach. Tylko w 3 publikacjach (Madeleine i in., 2011; Bieć i in., 2014; Szafraniec i in., 2018) wyniki analizowano z wykorzystaniem dodatkowo wymiaru fraktalnego. W jednej pracy (Raffalt i in., 2019) analiza oparta na entropii próbkowej została uzupełniona o LyE. Najmłodszą grupą badaną były dzieci w wieku 3 lat ( $42,3 \pm 3,2$  miesięcy) (Lobo da Costa i in., 2019), natomiast najstarszą grupę stanowili dorośli w wieku  $85,4 \pm 4,4$  lat (Reinert i in., 2017). Najczęściej wykonywanymi testami oceny kontroli posturalnej były próby stania z oczami otwartymi i zamkniętymi. Czas trwania każdej próby wynosił od 20 do 120 s w grupie osób starszych i młodych. W grupie (Niepełnosprawni/ Urazy/ Choroby) czas prób wynosił od 20 do 60 s. W grupie sportowców czas prób miał najmniejszą rozbieżność (20 – 30 s). Częstotliwość próbkowania platformy mieściła się w zakresie od 20 Hz do 1000 Hz, ale najczęściej stosowano 100 Hz. Analizując sposób obliczania SampEn, w większości prac nie wyjaśniono, na jakiej podstawie i w jaki sposób dobierano wartości parametrów używanych we wzorze ( $m, r$ ). W 11 pracach zastosowano domyślne wartości parametrów  $m$  i  $r$  ( $m = 2, r = 0,2$ ) (Borg i Laxaback, 2010). W 13 pracach nie podano, czy SampEn obliczano dla sygnału surowego czy przefiltrowanego. W badanych grupach współczynnik entropii próbkowej był niższy dla osób starszych w porównaniu do młodych dorosłych (Ramdani i in., 2011; Potvin-Desrochers i in., 2017). W grupie pacjentów z dysfunkcjami i chorobami wartości entropii były niższe w porównaniu dla zdrowych dorosłych. W grupie sportowców sygnał CoP charakteryzował się większą nieregularnością (dodatkowo wyższą entropią) w porównaniu do zdrowej grupy kontrolnej. We wszystkich grupach, brak kontroli wzrokowej powodował spadek wartości entropii w porównaniu do prób z włączoną kontrolą wzrokową. Wartości entropii w przeanalizowanych pracach mieściły się w przedziale ( $0,021 \pm 0,009, 1,73 \pm 0,10$ ) (Quek, 2014).

### **1.7.2. Przegląd literatury – wymiar fraktalny**

Wymiar fraktalny (*ang. Fractal dimension* – FD) jest współczynnikiem nieliniowym, który określa złożoność i samopodobieństwo sygnałów fizjologicznych (Doherty i in., 2014). FD poprzez opisanie kształtu sygnału, definiuje aktywność układu sensomotorycznego w organizowaniu dostępnych aferentów oraz zakres, w jakim dana osoba wykorzystuje dostępną dla nich bazę (Doherty i in., 2014). W przypadku trajektorii



CoP zmiana wartości FD może wskazywać na zmianę strategii kontroli posturalnej, w celu utrzymania postawy stojącej (Doyle i in., 2005). Większe wartości wymiaru fraktalnego świadczą o wyższej złożoności mechanizmów uczestniczących w regulacji równowagi i większych zdolnościach adaptacyjnych układu (Doyle i in., 2004). Wartość wymiaru fraktalnego równa 0, wskazuje na całkowitą stacjonarność sygnału i mówi o niemożliwych do osiągnięcia warunkach zupełnego braku wychyleń i całkowitej sztywności układu (Doyle i in., 2004).

Istnieje wiele algorytmów obliczających wymiar fraktalny: algorytm Higuchi (Higuchi, 1988), algorytm Maragos i Sun (Maragos i Sun, 1983), algorytm Katz (Katz, 1988) oraz algorytm Petrosian (Petrosian, 1995). Najbardziej odpowiednią metodą obliczania FD dla sygnałów biologicznych jest algorytm Higuchi. Nie zależy on od sekwencji binarnej i w wielu przypadkach jest mniej wrażliwy na możliwe zakłócenia (Gómez i in., 2009). Na podstawie przeglądu literatury<sup>1</sup>, ocena stabilności posturalnej u starszych osób i młodych dorosłych została zawarta w 4 pracach (Rugelj i in., 2014; Qiu, 2015; Szafraniec i in., 2018; Tassani i in., 2019). Pacjenci z dysfunkcjami aparatu ruchu i problemami neurologicznymi zostali opisani w 5 artykułach (Cimolin i in., 2011; Madeleine i in., 2011; Bieć i in., 2014; Doherty i in., 2014; Doherty i in., 2014). W jednej pracy zostali przedstawieni sportowcy (Casabona i in., 2016). W analizowanych pracach stosowano trzy metody, obliczeń FD: algorytm Katz'a, algorytm Higuchi i metodę Box Counting. Najmłodszą analizowaną grupą były osoby w wieku  $20,4 \pm 1,8$  lat (Qiu, 2015), najstarszą  $69,8 \pm 5,6$  lat (Rugelj i in., 2014). Najczęściej używanymi próbami pomiarowymi było stanie z oczami otwartymi i zamkniętymi. Próby trwały w przedziale od 20 do 70 s, które nagrywano z częstotliwością od 100 Hz do 500 Hz, natomiast najczęściej używaną była częstotliwość wynosząca 100 Hz.

W badanych grupach osób dorosłych – Tassani i in., (2019) wykazali wyższą wartość FD podczas stania z oczami otwartymi (eo) w porównaniu do stania z oczami zamkniętymi (ec). Qiu (2015) wykazał, że FD był niższy w przypadku badań osób starszych w porównaniu z wartościami otrzymywanymi w grupie osób młodych, ale tylko w warunkach otwartych oczu. W grupie osób z dysfunkcjami jedynie Cimolin i in., (2011) stwierdzili, że osoby z zespołem Pradera-Williego charakteryzowały się większą wartością FD w porównaniu z grupą kontrolną. W innych badaniach (Madeleine i in., 2011; Doherty i in., 2014), opierających się głównie na urazach (skręcenie stawu skokowego, uraz smągnięcia biczem) wykazano, że wartości wymiaru fraktalnego były wyższe w grupach

osób zdrowych. W grupie sportowców, Casabona i in., (2016) zaobserwowali wyższe wartości FD u tancerzy w porównaniu z osobami nietańczącymi. We wszystkich grupach brak kontroli wzrokowej prowadził do wzrostu wartości FD w porównaniu z sytuacją, gdy oczy były otwarte. W literaturze wartości wymiaru fraktalnego otrzymywano w zakresie  $1,06 \pm 0,01$  (Madeleine i in., 2011) –  $1,76 \pm 0,06$  (Casabona i in., 2016).

### 1.7.3. Przegląd literatury – wykładnik Lapunowa

Kolejną miarą nieliniową używaną w badaniach jest wykładnik Lapunowa (ang. *Lyapunov exponent* – LyE). Na podstawie teorii chaosu, wykładnik używany jest by zdefiniować i lepiej zrozumieć ukryte właściwości procesów kontroli posturalnej (Liu i in., 2015). Jest to narzędzie służące do charakteryzowania chaotycznego zachowania sygnału i ilościowego określenia wrażliwości układu na warunki początkowe (Liu i in., 2015). Jako parametr nieliniowy mierzy szybkość utraty informacji. Stabilność posturalna człowieka charakteryzowana przez LyE, mierzy odporność ludzkiego układu sterowania na zaburzenia (Snoussi i in., 2009). Określa, jak dobrze jednostka może utrzymać stabilną postawę w przypadku zaburzeń w otoczeniu. Wyższe wartości LyE wskazują na możliwość szybszej reakcji w celu kontroli równowagi (Liu i in., 2015). Istnienie dodatniego wykładnika Lapunowa bardzo często jest uznawane za warunek konieczny i wystarczający do potwierdzenia obecności chaosu w układzie (Donker i in., 2007). Wartości LyE, które są dodatnie, ale bardzo bliskie 0 oznaczają, że system kontroli posturalnej ma niski poziom chaosu (Yamada, 1995; Błaszczuk i Klonowski, 2001). Niskie wartości LyE w literaturze oznaczają, że układ kontroli posturalnej jest mniej złożony, bardziej sztywny i posiada mniej strategii ruchowych (Huisinga i in., 2012). W przypadku wystąpieniu nieoczekiwanego bodźca, jego fizjologiczna odpowiedź jest nieadekwatna (Huisinga i in., 2012). Ta miara nieliniowa jest najrzadziej wykorzystywanym parametrem służącym do oceny kontroli posturalnej człowieka. Może być ona liczona przy użyciu: The Chaos Data Analyzer Software, The Multivariate Largest Lyapunov Exponent i metody Wolfa (Wolf i in., 1985; Ghofrani i in., 2017).

Na podstawie przeprowadzonego przeglądu literatury<sup>1</sup>, tylko 4 prace spełniły kryteria wyszukiwania i zostały przeanalizowane. Ocena stabilności posturalnej w grupie osób starszych, młodych i dzieci za pomocą wykładnika została przeprowadzona w 3 pracach (Liu i in., 2015, Ghofrani i in., 2017; Raffalt i in., 2019). Tylko w jednej pracy były

---

<sup>1</sup> Kędziorek J., Błażkiewicz M. (2020). *Nonlinear measures to evaluate upright postural stability: a systematic review*. Entropy 22 (12), 1357.

analizowane osoby z dysfunkcjami (Huisinga i in., 2012). Wiek badanych obejmował przedział od  $18,0 \pm 0,7$  lat - do  $68,3 \pm 2,7$  lat. Próby trwały od 20 do 70 s, przy częstotliwości rejestracji od 100 do 1000 Hz. Analizowane wartości wykładnika były w przedziale od  $0,12 \pm 0,07$  do  $2,23 \pm 0,67$  (Ghofrani i in., 2017).

#### **1.7.4. Podsumowanie zastosowania parametrów nieliniowych**

Analizując doniesienia naukowe z ostatnich lat, w których podjęto się problematyki oceny stabilności posturalnej można zauważyć, tendencję do uzupełniania analizy opartej na powszechnych miarach liniowych informacjami, które niosą ze sobą współczynniki nieliniowe. Przeprowadzenie omawianego – systematycznego przeglądu opierającego się na 43 pracach, z okresu 2009 – 2019 umożliwiło wyciągnięcie pewnych wniosków, dotyczących każdego z trzech parametrów nieliniowych. Każdy z nich charakteryzuje inną cechę kontroli posturalnej, co było pokazane w Tabeli 1. Entropia próbkowa ocenia regularność przebiegu szeregu czasowego, a tym samym pozwala na ocenę automatyzmu regulacji kontroli posturalnej. Wymiar fraktalny zapewnia informacje o złożoności sygnału a tym samym pozwala na ocenę zmian w stosowanych strategiach kontroli posturalnej. Wykładnik Lapunowa definiuje, jak system kontroli posturalnej zmienia się w czasie i jaka jest jego wrażliwość na warunki początkowe. Dodatkowo określa on zdolność organizmu do adaptowania się do niestabilnych warunków zewnętrznych.

W pracach wykorzystujących do analizy kontroli posturalnej entropię próbkowa, zauważono powtarzające się pewne prawidłowości występujące w grupach osób starszych, młodych dorosłych, osób z niepełnosprawnościami i w grupie sportowców (Kędziorek i Błażkiewicz, 2020). Pierwsza z nich dotyczyła jednego z głównych wejść sterujących – narządu wzroku. Ramdani i in., (2011) wykazali, że wyłączenie kontroli wzrokowej u osób starszych i młodszych powodowało uzyskiwanie niższych wartości współczynnika entropii, zarówno w kierunku AP jak i ML. Druga prawidłowość opisywała osoby młode w odniesieniu do osób starszych, których wyniki niezależnie od próby charakteryzowały się zawsze wyższymi wartościami entropii w obydwu kierunkach (Potvin-Desrochers, 2017; Raffalt i in., 2019). Trzecia prawidłowość pokazywała, że niezależnie od schorzenia (fibromyalgia, uraz typu smagnięcie biczem, chroniczny ból odcinka szyjnego, stwardnienie rozsiane, mózgowe porażenie dziecięce itd.), pacjenci zawsze osiągnęli niższe wartości współczynnika entropii, w porównaniu do osób zdrowych (Stins i in., 2009; Rigoldi i in., 2013; Quek i in., 2014; Sempere-Rubio i in., 2018; Sun i in., 2019). Otrzymane wyniki sugerują, że pacjenci potrzebują więcej uwagi na wykonanie zadania

posturalnego, ich złożoność i automatyzm procesów kontroli posturalnej są zredukowane w porównaniu do osób zdrowych. Czwarta prawidłowość dotyczyła grup sportowców w odniesieniu do osób nie ćwiczących. Tancerze, baletnice i gimnastycy charakteryzowali się istotnie wyższymi wartościami entropii, w porównaniu do grup kontrolnych (Stins i in., 2009; Muelas Perez i in., 2014). Uzyskane wyniki sugerują, że sportowcy nie muszą generować wysokiego poziomu skupienia w trakcie wykonania zadania równoważnego, ponieważ używają zautomatyzowanych ruchów i strategii do utrzymywania stabilności (Kuczyński i in., 2011).

Podobnie jak w przypadku entropii próbkowej - wykorzystanie wymiaru fraktalnego pozwoliło na opisanie pewnych prawidłowości. Qiu (2015) pokazali, że podczas pomiarów prowadzonych w warunkach oczu otwartych – wartości wymiaru fraktalnego były wyższe dla osób starszych, w odniesieniu do tych notowanych dla osób młodych. Wykazano, że wymiar fraktalny w sposób precyzyjny różnicuje osoby zdrowe i osoby z niepełnosprawnościami (Cimolin i in., 2011; Bieć i in., 2014). Bieć i in., (2014) wykazali, że wymiar fraktalny jest wyższy dla wychwiań w kierunku AP podczas stania zarówno z włączoną jak i wyłączoną kontrolą wzrokową u osób z zespołem Downa. Cimolin i in., (2011) wykazali, że w porównaniu z osobami zdrowymi wyższy wymiar fraktalny obserwuje się u pacjentów z zespołem Pradera-Williego (PWS). Autorzy wysokie wartości wymiaru fraktalnego dla tych osób zinterpretowali jako niezdolność do synergistycznej pracy układu wzrokowego, przedsionkowego i somatosensorycznego. W grupie sportowców Casabona i in., (2016) wykazał, że uzyskiwali oni znacząco wyższe wartości wymiaru fraktalnego w porównaniu do osób nie trenujących. Tassani i in., (2019) pokazali, że wyższe wartości FD notowane są w sytuacjach stresowych. W ich badaniach, w przypadku napięcia grup mięśniowych, wymiar fraktalny osiągał wyższe wartości niż dla pozycji zrelaksowanych, zarówno z włączoną jak i wyłączoną kontrolą wzrokową.

Wykładnik Lapunowa był najrzadziej używaną miarą nieliniową w ocenie stabilności posturalnej, w porównaniu do poprzednich dwóch współczynników. Ghofrani i in., (2017) oraz Huisinga i in., (2012) wykazali, że u zdrowych młodych osób wykładnik Lapunowa osiąga wyższe wartości niż u starszych dorosłych i wzrasta przy braku kontroli wzrokowej. Liu i in., (2015) pokazali, że osoby chorujące na stwardnienie rozsiane charakteryzowały się niższymi wartościami wykładnika Lapunowa w obydwu kierunkach, w porównaniu do osób zdrowych. Taki wynik doprowadził autorów do wniosku, że osoby ze stwardnieniem

rozszianym mają bardziej sztywne i mniej złożone strategie służące do utrzymywania stabilności posturalnej.

Podsumowując, wydaje się, że ogromną zaletą miar nieliniowych jest możliwość różnicowania subtelnych zmian fizjologicznych, takich jak starzenie się i choroby neurologiczne związane z równowagą, co jest trudne do wychwycenia stosując tylko miary liniowe. Mimo to, przeprowadzony przegląd piśmiennictwa pokazał istnienie pewnych ograniczeń i deficytów obecnych w analizowanej tematyce. Pierwszym ograniczeniem są analizy skupiające się tylko na próbach stabilności, bez uwzględniania dodatkowych parametrów kinematycznych, kinetycznych, czy też obecności sygnału EMG, które pomogłyby w lepszej charakterystyce grup badanych lub specyfikacji zadań równoważnych. Istotnym ograniczeniem, wydaje się brak dokładnych przedziałów liczbowych dla parametrów nieliniowych, które cechowałyby prawidłowy i wydajny system kontroli posturalnej człowieka. W niniejszej dysertacji problem ten został częściowo rozwiązany. W omawianym przeglądzie, w Tabeli 1 zostały podane wartości referencyjne na bazie tych, które zostały znalezione w pracach wchodzących w skład przeglądu. Niemniej jednak problematyka jest nadal otwarta.

Niniejsza dysertacja rozszerza literaturę o następujące elementy: 1) uzupełnione zostają informacje dotyczące wpływu modyfikacji ustawienia stóp (obunóż, jednonóż, w tandemie (stopa za stopą)) na wartości parametrów nieliniowych; 2) zostaje poszerzona wiedza dotycząca wpływu kontroli wzrokowej i niestabilnego podłoża na stabilność posturalną; 3) zostaje wprowadzona trójwymiarowa analiza ruchu podczas zadania równoważnego na niestabilnym podłożu, co pozwala na kompleksową ocenę kontroli posturalnej i zachowań parametrów nieliniowych; 4) zbadany zostaje wpływ różnego ustawienia stóp i ich nacisku na podłoże w ćwiczeniach przysiadu na stabilność posturalną określaną parametrami nieliniowymi; 5) oceniony zostaje związek wybranych cech osobowości i kontroli posturalnej w zróżnicowanych próbach badających stabilność posturalną.

## 2. Cel pracy, pytania badawcze i hipotezy

Celami niniejszej dysertacji były:

- 1) ocena wpływu różnego ustawienia stóp na podłożu na stabilność posturalną;
- 2) ocena złożoności kontroli posturalnej u zdrowych dorosłych osób w warunkach niestabilnego podłoża i manipulacji kontrolą wzrokową;
- 3) ocena wpływu pola powierzchni postawy na stabilność posturalną i symetrię obciążania stóp w przysiadzie;
- 4) ocena związku pomiędzy stabilnością posturalną a cechami osobowości.

W pracy postawiono następujące pytania badawcze:

- 1) Jak modyfikacja ustawienia stóp (stanie obunóż, jednonóż, w tandemie – stopa za stopą) wpływa na wartości parametrów nieliniowych?
- 2) Czy miary nieliniowe wykazują więcej istotnych różnic, w porównaniu do miar liniowych w próbach z różnym ustawieniem stóp na podłożu?
- 3) Jaki wpływ ma kontrola wzrokowa na wartości parametrów liniowych i nieliniowych podczas stania na niestabilnym podłożu?
- 4) Czy analiza 3D w stabilności posturalnej wnosi istotne informacje dotyczące parametrów nieliniowych?
- 5) Jaki rodzaj przysiadu zawiera w sobie największy komponent złożoności kontroli posturalnej?
- 6) Czy parametry opisujące symetrię obciążenia stóp w trakcie przysiadu są zbieżne z wynikami dla parametrów nieliniowych oceniających wybrane cechy kontroli posturalnej?
- 7) Czy istnieją korelacje pomiędzy wybranymi cechami osobowości a miarami liniowymi i nieliniowymi podczas prób oceniających stabilność posturalną u młodych, zdrowych osób?

W pracy postawiono następujące hipotezy:

- 1) Zmiana ustawienia stóp ze stania obunóż na jednonóż i w tandemie powoduje wzrost wartości wybranych parametrów nieliniowych.

- 2) Miary nieliniowe wykazują więcej istotnych różnic w porównaniu do miar liniowych w próbach stania na jednej kończynie dolnej i w tandemie.
- 3) Warunki wyłączonej kontroli wzrokowej w próbach na niestabilnym podłożu powodują znaczący wzrost wartości parametrów liniowych i nieliniowych.
- 4) Analiza stabilności posturalnej w 3D wnosi dodatkowe informacje o przemieszczeniach środka masy w kierunku pionowym.
- 5) Przysiad z szeroką podstawą podparcia (WS – wide squat) jest najbardziej złożonym przysiadem, w odniesieniu do tych wykonywanych na mniejszym polu powierzchni podparcia, zatem osiąga największe wartości parametrów nieliniowych i najmniejsze liniowych.
- 6) Istnieje dodatnia korelacja pomiędzy wybranymi cechami osobowości a parametrami nieliniowymi w grupie zdrowych osób.

### 3. Materiał i metody badawcze

#### 3.1. Charakterystyka grup badanych oraz protokołów pomiarowych

Badania opisywane we wszystkich pracach cyklu<sup>2,3,4,5</sup> odbyły się w Centralnym Laboratorium Badawczym Akademii Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie. Charakterystyka grup badanych oraz badania znajduje się w Tabeli 2.

Tabela 2. Charakterystyka grup badanych – średnie i odchylenia standardowe wartości parametrów antropometrycznych.

Grupy badane / charakterystyka badania	Wiek [lata]	Masa [kg]	Wysokość [cm]
<b>1. Osoby zdrowe / wpływ różnego ustawienie stóp na stabilność posturalną (n = 33)<sup>2</sup></b>	21,88 ± 1,65	67,85 ± 11,53	174,21 ± 7,67
<b>2. Osoby zdrowe / analiza 3D, niestabilne podłoże (n = 14)<sup>3</sup></b>	24,07 ± 7,32	68,57 ± 10,68	174,36 ± 8,48
<b>3. Osoby zdrowe / przysiady (n = 30)<sup>4</sup></b>	22,96 ± 1,80	66,08 ± 6,78	167 ± 0,02
<b>4. Osoby zdrowe / osobowość (n = 33)<sup>5</sup></b>	21,94 ± 1,64	67,45 ± 10,89	173,85 ± 6,56

<sup>2</sup> Kędziorek J., Błażkiewicz M. (2020). Ocena stabilności posturalnej w funkcji różnego ustawiania stóp na podłożu, przy wykorzystaniu miar dynamiki nieliniowej. Aktualne Problemy Biomechaniki 19, 20 – 26.

<sup>3</sup> Kędziorek J., Błażkiewicz M., Kaczmarczyk K. (2022). Using nonlinear measures to evaluate postural control in healthy adults during bipedal standing on an unstable surface. Acta of Bioengineering and Biomechanics 24 (1), 9 – 17.

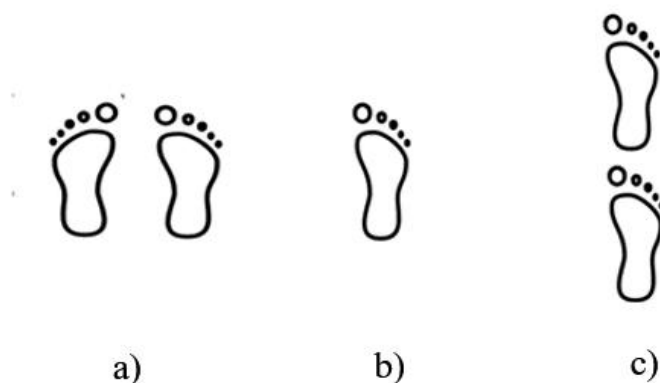
<sup>4</sup> Kędziorek J., Błażkiewicz M. (2022). Influence of the base of support widths on postural control and feet loading symmetry during squat – preliminary study. Acta of Bioengineering and Biomechanics 24 (2), 55 – 63.

<sup>5</sup> Błażkiewicz M., Kędziorek J., Wit A. (2022). The Relationship between personality and postural control in young adults – a pilot study. Applied Sciences 12, 4978, 1 – 13.



## Grupa 1: osoby zdrowe i młode / wpływ różnego ustawienie stóp na stabilność posturalną<sup>2</sup>

Grupę badaną stanowiły 33 osoby młode i zdrowe, uprawiające sport rekreacyjnie, bez chorób układu nerwowo-mięśniowego, urazów oraz dolegliwości bólowych. Wykonano trzy pojedyncze próby stania w warunkach oczu otwartych: stanie obunóż (2eo), stanie jednonóż (1eo), stanie w tandemie stopa za stopą (teo) (Ryc. 2).



Ryc. 2. Ustawienie stóp podczas pomiarów: a) stanie obunóż (2eo), b) stanie jednonóż (1eo), c) stanie w tandemie (teo).

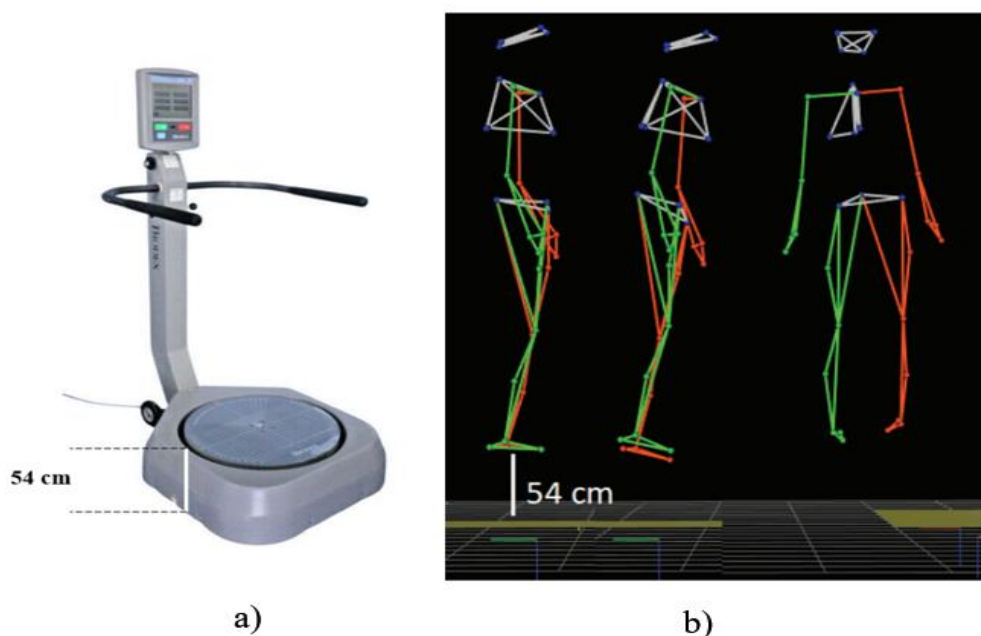
Czas trwania każdej próby wynosił 30 sekund. Badania zostały przeprowadzone przy użyciu platformy AMTI AccuSway (Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, USA). Częstotliwość rejestracji wyniosła 100 Hz. W przypadku utraty równowagi lub przemieszczenia się stopy w trakcie nagrania, próba była powtarzana maksymalnie 3 razy. Każdy badany w trakcie stania na jednej kończynie dolnej, wybierał kończynę dominującą. Stanie w tandemie było ustalane na podstawie pytania: „Którą nogą kopnąłbyś piłkę?” W przypadku odpowiedzi dotyczącej prawej kończyny dolnej – w tandemie jako pierwszą ustawiano stopę lewą. Gdy badany odpowiadał, że kopnąłby piłkę lewą kończyną – w tandemie jako pierwszą ustawiano stopę prawą.

---

<sup>2</sup> Kędziorek J., Błażkiewicz M. (2020). Ocena stabilności posturalnej w funkcji różnego ustawiania stóp na podłożu, przy wykorzystaniu miar dynamiki nieliniowej. Aktualne Problemy Biomechaniki 19, 20 – 26.

## Grupa 2: osoby zdrowe i młode / analiza 3D, niestabilne podłoże<sup>3</sup>

Grupę badaną stanowiło 14 zdrowych, młodych osób, bez chorób współtowarzyszących i urazów aparatu ruchu. Badania przeprowadzono przy użyciu platformy Biodex Balance System SD (Biodex, Shirley, USA) (Ryc. 3a), której powierzchnia znajdowała się 54 cm nad podłożem oraz za pomocą systemu do analizy ruchu Vicon (Vicon Motion Systems Ltd, Oxford, UK) (Ryc. 3b).



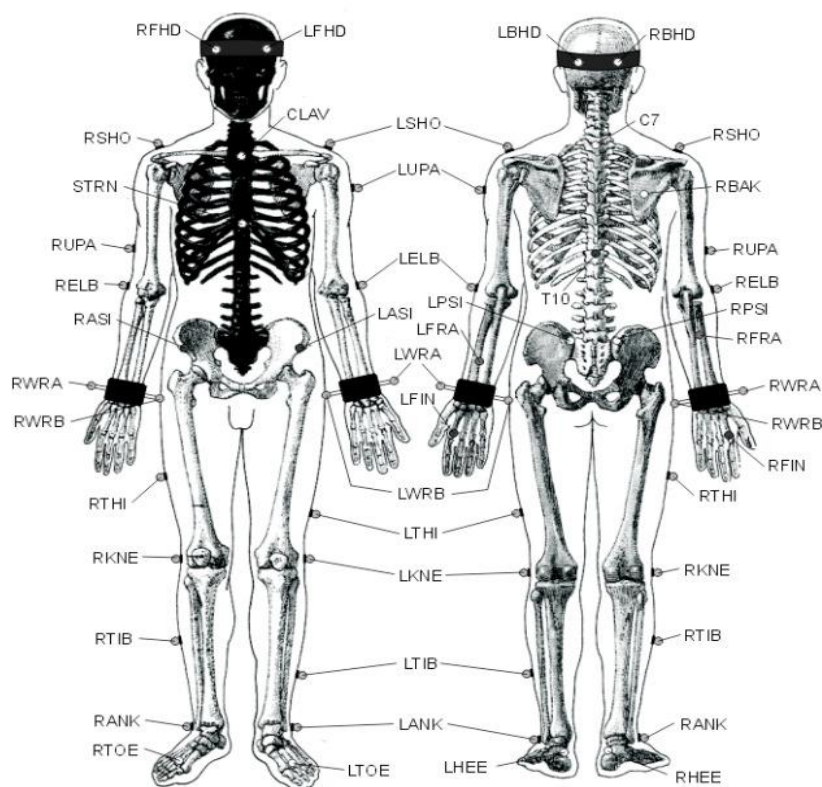
Ryc. 3. a) Urządzenie Biodex Balance System z platformą pomiarową na wysokości 54 cm nad podłożem. b) Trzy, losowe pozycje utrzymywane przez badanych na platformie Biodex Balance System. Od strony lewej badany prezentuje pozycję stabilną, następnie zwiększone.

Na platformie przeprowadzono następujące próby: stanie obunóż z oczami otwartymi (2eo) i stanie obunóż z oczami zamkniętymi (2ec), przy ruchomości platformy ustawionej na 1 (najmniej stabilny) oraz test ryzyka upadku – Fall Risk Test (FRT). Pozycją wyjściową badanego było stanie swobodne z kończynami górnymi wzdłuż ciała. W trakcie wykonywania testu FRT położenie platformy ulegało zmianie od bardzo niestabilnej do mniej nieruchomej (od poziomu 6 do poziomu 2). W celu zebrania parametrów

---

<sup>3</sup> Kędziorek J., Błażkiewicz M., Kaczmarczyk K. (2022). Using nonlinear measures to evaluate postural control in healthy adults during bipedal standing on an unstable surface. Acta of Bioengineering and Biomechanics 24 (1), 9 – 17.

kinematycznych w trakcie wyżej wymienionych testów, na ciele badanego umieszczono 34 markery pasywne zgodnie ze schematem Full Body Plug-In-Gait (SACR) (Ryc. 4). Każda próba trwała 20 sekund z 5 minutową przerwą pomiędzy pomiarami. Zebranie danych rozpoczynało się w momencie, gdy pacjent stał stabilnie na platformie. Każdy test wykonywany był jednorazowo, aby wykluczyć potencjalny efekt „uczenia się”



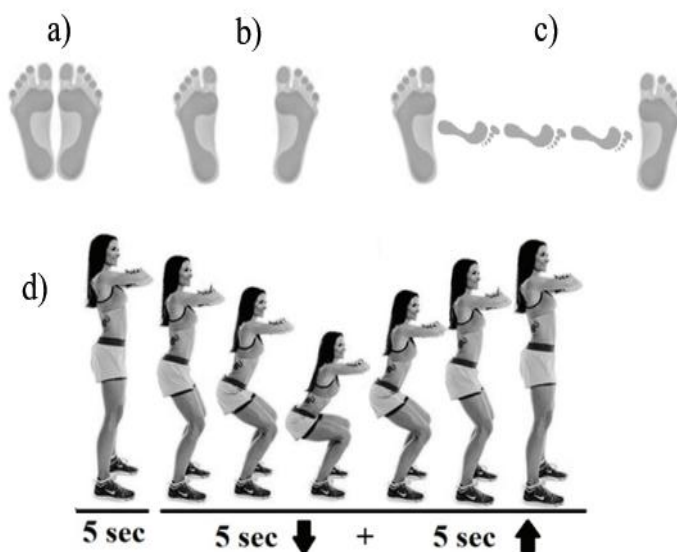
Ryc. 4. Schemat umieszczenia 34 markerów dla modelu Full Body Plug-In-Gait (SACR).

### Grupa 3: osoby zdrowe i młode / przysiad<sup>4</sup>

Grupę badaną stanowiło 30 zdrowych, młodych osób. Większość z nich była instruktorami fitness lub trenerami personalnymi z średnią 2 lat doświadczenia w pracy zawodowej. Wszyscy badani uprawiali aktywność fizyczną (trening siłowy, aerobik) minimum dwa razy w tygodniu. Dodatkowo, instruktorzy prowadzili 2 godziny zajęć tygodniowo, w których skład wchodziły różne rodzaje przysiadów. Badani zostali zakwalifikowani do badania według standardów podanych przez Myer i in., (2014).

<sup>4</sup> Kędziorek J., Błażkiewicz M. (2022). *Influence of the base of support widths on postural control and feet loading symmetry during squat – preliminary study*. Acta of Bioengineering and Biomechanics 24 (2), 55 – 63.

Dodatkowo, osoby deklarowały brak urazów, kontuzji i chorób układu nerwowo-mięśniowego, które mogłyby potencjalnie wpłynąć na wyniki badań. U wszystkich badanych prawa kończyn dolna była dominująca (Promsri i in., 2018). W tygodniu, w którym były przeprowadzane badania, osoby badane nie wykonywały wysiłków, które mogłyby spowodować zmęczenie czy ból mięśniowy lub zmniejszenie efektywności w trakcie wykonywania przysiadów. Badania były prowadzone przed godziną 12:00. Przed badaniem, każdy uczestnik wykonywał 4-minutową rozgrzewkę w postaci treningu Tabaty. Tabata składała się z dwóch rund zawierających 8 ćwiczeń. Każde ćwiczenie było wykonywane przez 20 sekund, z 10 sekundowymi przerwami pomiędzy. Ćwiczenia obejmowały kolejno: bieg w miejscu, skip A, pajacyki, przysiady z wyskokiem. Zestaw tych ćwiczeń był powtarzany dwukrotnie. Po przeprowadzonej rozgrzewce, każdy z badanych został poinstruowany w jaki sposób ma wykonywać przysiady. Uczestnicy wykonywali 3 rodzaje przysiadów: 1) na wąskiej podstawie – stopy złączone (NS – narrow stance), 2) na podstawie równej szerokości obręczy miedniczej - stopy rozstawione na szerokość stawów biodrowych (HS – hip stance) i 3) na szerokiej podstawie – stopy ustawione szerzej niż stawy biodrowe (WS – wide stance). Szeroka postawa (WS) – oznaczała, rozstawienie kończyn dolnych na dystansie 3 długości stóp od siebie (Ryc. 5). W każdym przysiadzie ustawienie kątowe stóp wynosiło 0°. Każdy badany wykonywał jeden raz każdy rodzaj przysiadu. Sekwencja ruchu trwała 15 sekund a czas był mierzony przy użyciu metronomu – 60 BMP (*ang. beats per minute metronome click* – 60 uderzeń na minutę). Wykonanie pojedynczego przysiadu składało się z następujących faz: 1) pozycja stojąca utrzymana przed 5 sekund (5 uderzeń metronomu); 2) zejście w dół do przysiadu – 5 sekund, (5 uderzeń metronomu); 3) powrót do pozycji stojącej – 5 sekund (5 uderzeń metronomu). Podczas wykonywania przysiadu, pięty nie mogły oderwać się od podłoża, badani mieli kończyny górne umieszczone na klatce piersiowej w pozycji skrzyżowanej a tułów musiał być wyprostowany. Pomiędzy każdym przysiadem zastosowano 2 minuty przerwy. Badania zostały wykonane za pomocą systemu Zebris FDM (Zebris Medical GmbH, Germany), z częstotliwością nagrywania wynoszącą 100 Hz.



Ryc. 5. Rycina obrazująca ustawienie stóp podczas wykonywania przysiadów: a) stanie na wąskiej podstawie – narrow stance (NS), b) pozycja stojąca na szerokość stawów biodrowych - hip stance (HS); c) rozstaw stóp szerszy niż na szerokość stawów biodrowych – wide squat (WS); d) fazy wykonywania ruchu w jednostce czasu.

#### Grupa 4: osoby zdrowe i młode / osobowość<sup>5</sup>

W badaniu wzięły udział 33 zdrowe, młode osoby, które były studentami fizjoterapii na Wydziale Rehabilitacji Akademii Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie. Kryterium włączenia do badania obejmowało: 1) brak deficytów w kontroli posturalnej, 2) brak urazów nerwowo-mięśniowych, 3) brak leczenia psychiatrycznego. Badania obejmowały ocenę stabilności na platformie i pisemne uzupełnienie kwestionariusza osobowości. Pomiary na platformie składały się z czterech prób: 1) stanie obunóż z oczami otwartymi (2eo), 2) stanie obunóż z oczami zamkniętymi (2ec), 3) stanie jednoonóż (na lewej kończynie dolnej) z oczami otwartymi (1eo) i 4) stanie jednoonóż (na lewej kończynie dolnej) z oczami zamkniętymi (1ec). Każda próba trwała 30 sekund. Zastosowano 1 minutę przerwy pomiędzy rejestrowanymi próbami. Pomiar był rozpoczynany, gdy badany był gotowy i przyjmował właściwą pozycję wyjściową. Próba została przerywana, gdy kończyna nie podporowa dotknęła podłoża lub kończyny podporowej, gdy kończyna podporowa uległa przesunięciu lub gdy uczestnik zrobił krok. Pomiary zostały przeprowadzone na platformie AMTI AccuSway (Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, USA), ustawionej na częstotliwość rejestracji wynoszącą

<sup>5</sup> Błażkiewicz M., Kędziorek J., Wit A. (2022). *The Relationship between personality and postural control in young adults – a pilot study*. Applied Sciences 12, 4978, 1 – 13.

100 Hz. Przed oceną stabilności, w osobnym pomieszczeniu badani wypełniali kwestionariusz osobowości IPIP-NEO-FFI-50 (International Personality Item Pool NEO-Five Inventory 50) (Goldberg, 1992). Kwestionariusz został zaadaptowany i przetłumaczony przez polskich naukowców: Włodzimierza Strusa, Jana Ciecucha i Tomasza Rowińskiego (Strus i in., 2014).

### Psychologiczny kwestionariusz Osobowości IPIP-NEO-FFI-50 Test

Kwestionariusz osobowości IPIP-NEO-FFI-50 jest złożony z 50 stwierdzeń, które opisują badanego w kategoriach: Neurotyczności, Ekstrawersji, Otwartości, Ugodowości, Sumienności (Tabela 3).

Tabela 3. Pięć głównych czynników osobowości opartych na tzw. Wielkiej Piątce. Charakterystyka na podstawie (Strus i in., 2014).

Czynnik Osobowości	Opis	Wysoki wynik	Niski wynik
Czynnik I <b>Ekstrawersja</b>	Osoby o wysokim poziomie ekstrawersji są asertywne, czują się komfortowo w towarzystwie, lubią nowe sytuacje, są otwarte.	Dobrze czują się w towarzystwie. Lubią zaczynać konwersacje. Łatwo nawiązują nowe znajomości. Lubią być w centrum uwagi.	Czują się zmęczeni w towarzystwie. Wolą być same. Nie lubią nawiązywać znajomości Nie lubią być w centrum uwagi
Czynnik II <b>Neurotyczność (Stabilność emocjonalna)</b>	Opisuje zdolność człowieka do utrzymywania stabilności emocjonalnej i równowagi psychicznej	Szybko się smucą i zamartwiają. Są ciągle w stresie.	Stabilne emocjonalnie. Radzą sobie dobrze ze stresem. Rzadko czują się smutne, przygnębione.
Czynnik III <b>Ugodowość</b>	Cecha, która opisuje ugodowość, bezinteresowność, wzruszenie.	Osoby mile i współczujące innym. Odczuwające empatię i skupione na innych ludziach. Są pomocne i współpracujące.	Nie myślą o innych. Nie interesują się cudzymi problemami i uczuciami. Lubią rywalizować, są uparte.
Czynnik IV <b>Sumiennność</b>	Czynnik osobowości, opisujący zdyscyplinowanie i samoorganizację.	Nie są porywcze. Kończą powierzone im zadania. Lubią pracować według planu. Wypełniają swoje obowiązki na czas.	Nie lubią struktur i schematów. Są bałaganiarzami. Nie działają według planu. Często się spóźniają,
Czynnik V <b>Otwartość (Inteligencja/Wyobraźnia)</b>	Cecha osobowości, która opisuje zdolności artystyczne, wyobraźnię, kreatywność.	Kreatywni, chętnie odwiedzają nowe miejsca i robią nowe rzeczy. Mają bujną wyobraźnię.	Unikają zmian, nowych pomysłów, działań. Nie czerpią przyjemności z poznawania nowych miejsc.

W podanych stwierdzeniach, badany odpowiada w skali 5 stopniowej na ile utożsamia się z danym twierdzeniem. Skala w liczbach oznacza: 1 – całkowicie nie trafnie mnie opisuje; 2 – raczej nie trafnie mnie opisuje; 3 – trochę nie trafnie a trochę trafnie mnie opisuje; 4 – raczej trafnie mnie opisuje; 5 – całkowicie trafnie mnie opisuje.

## 3.2. Narzędzia badawcze – parametry nieliniowe

W niniejszej dysertacji pod uwagę zostały wzięte trzy miary nieliniowe: entropia próbkowa, wymiar fraktalny oraz wykładnik Lapunowa. Poniżej znajduje się opis sposobów w jaki były wyliczane w każdym z artykułów wchodzących w skład cyklu publikacji.

### 3.2.1. Współczynnik entropii próbkowej

SampEn ( $m, r, N$ ) – stosuje się do oceny regularności sygnałów fizjologicznych przedstawionych w postaci szeregów czasowych. Entropia oblicza prawdopodobieństwo, że sekwencja  $m$  punktów, powtarzających się w granicach tolerancji  $r$ , również powtarza się dla  $m + 1$  punktów. Entropia próbkowa jest liczona według następującego schematu, który szczegółowo został opisany w pracy (Błażkiewicz i in., 2021).

A. Z wektora postaci:  $X = x_1, x_2, \dots, x_N$  wybrane są dwa ciągi  $m$  kolejnych punktów:  $x_m(i) = x_1, x_2, \dots, x_{i+m-1}$  i  $x_m(j) = x_1, x_2, \dots, x_{j+m-1}$ ,  $i, j \in [1, N - m], i \neq j$  do obliczenia maksymalnej odległości między nimi. Następnie odległości są porównywane z tolerancją  $r$  dla zliczania sekwencji powtarzanych, zgodnie z:

$$d[X_m(i), X_m(j)] = \max[|x_{i+k} - x_{j+k}|] \leq r, (k \in [0, m - 1], r \geq 0)$$

gdzie: tolerancja  $r$  wynosi  $0,1 \sim 0,2 * SD$ , a  $SD$  jest odchyleniem standardowym dla szeregu  $X_N$ .

B.  $B^m(r)$  jest średnią  $B_i^m(r)$  dla  $i \in [1, N - m]$ .  $B^{m+1}(r)$  jest średnią z kolejnych  $m+1$  punktów. Zatem, entropia próbkowa jest liczona ze wzoru:

$$SampEn(N, m, r) = -\ln \left[ \frac{B^{m+1}(r)}{B^m(r)} \right].$$

W przypadku opublikowanych prac, SampEn obliczano za pomocą kodów w programie MatLab, zaadoptowanych z narzędzia Physionet (Goldberger i in., 2000). Do obliczenia tej miary zastosowano „domyślne” wartości parametrów  $m = 2$  i  $r = 0,2$ \*(odchylenie standardowe z analizowanych danych).

### 3.2.2. Wymiar fraktalny

Do obliczania wymiaru fraktalnego (FD) dostępnych jest wiele algorytmów, takich jak Higuchi, Katz czy metoda pudełkowa (Kędziołek, 2020). Jednak tylko algorytm Higuchi'ego może być stosowany do krótkich szeregów czasowych bez utraty wiarygodnych wartości (Higuchi, 1988). Algorytm Higuchi, był wykorzystywany w każdej pracy cyklu do obliczenia FD i można go opisać w sposób następujący:

A. Dla szeregu czasowego:  $X = x[1], x[2], \dots, x[N]$ , można utworzyć nowy szereg czasowy  $k$  w sposób następujący:

$$X_k^m = x[m], x[m + k], x[m + 2k], \dots, x \left[ m + \text{int} \left( \frac{N-m}{k} \right) \cdot k \right],$$

gdzie:  $k$  i  $m$  są liczbami całkowitymi,  $\text{int} \left( \frac{N-m}{k} \right)$  jest liczbą całkowitą liczby  $\frac{N-m}{k}$ .

$k$  – oznacza dyskretny odstęp czasu między punktami, przy czym  $m = 1, 2, \dots, k$ .

B. Długość każdego nowego szeregu czasowego można zdefiniować:

$$L(m, k) = \left( \sum_{i=1}^{\text{int} \left( \frac{N-m}{k} \right)} |x[m + ik] - x[m + (i - 1)k]| \right) \frac{N-1}{\text{int} \left( \frac{N-m}{k} \right) k^2},$$

gdzie:  $N$  to długość pierwotnego szeregu czasowego  $X$ .

C. Długość krzywej dla przedziału czasu  $k$  jest zdefiniowana jako średnia z  $k$  wartości  $L$

$$(m, k), \text{ dla } m = 1, 2, \dots, k: \quad L(k) = \frac{1}{k} \sum_{m=1}^k L(m, k).$$

D. Gdy  $L(k)$  jest wykreślane względem  $1/k$  na podwójnej skali logarymicznej, przy  $k = 1, 2, \dots, k_{max}$  dane powinny wypaść na linię prostą o nachyleniu równym FD z  $X$ . Zatem FD Higuchi'ego jest zdefiniowany jako nachylenie prostej, która pasuje do par  $(\ln[L(k)], \ln \left( \frac{1}{k} \right))$  w sensie najmniejszych kwadratów. Aby wybrać odpowiednią wartość parametru  $k_{max}$ , wartości FD Higuchi wykreślono w odniesieniu do zakresu  $k_{max}$ . Punkt, w którym następuje punkt nasycenia należy wybrać jako wartość  $k_{max}$ .



(Doyle i in., 2004). Do badań przedstawionych w pracach cyklu wybierano wartość  $k_{max} = 100$ .

### 3.2.3. Wykładnik Lapunowa

Wykładniki Lapunowa ( $LyE$ ) to miara identyfikująca obecność chaosu w układzie. Jeśli średnia odległość między dwoma punktami (trajektoriami) wzrasta w tempie wykładniczym, to system jest wrażliwy na zmianę warunków początkowych i wartość wykładnika Lapunowa jest większa od zera. Wykładnik zdefiniowano za pomocą następującego równania:  $d(t) = Ce^{LyE t}$ , gdzie:  $d(t)$  jest średnią dywergencją w czasie  $t$ , a  $C$  jest stałą. Wykładnik Lapunowa może przyjmować trzy stany:  $LyE > 0$  – oznacza, że układ jest chaotyczny;  $LyE = 0$  – oznacza, że system jest w najbardziej stabilnym stanie;  $LyE < 0$  – oznacza, że układ dąży do stanu stabilnego. Istnienie dodatniego wykładnika Lapunowa jest uznawane za warunek konieczny i wystarczający do potwierdzenia obecności chaosu w badanym układzie (Snoussi i in., 2009).

### 3.3. Narzędzia badawcze – parametry liniowe

W artykułach zostały obliczane miary liniowe. W tych przypadkach były one eksportowane z programu Balance Clinic powiązanego z platformą AMTI AccuSway (Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, USA). Należały do nich: długość drogi środka parcia stóp na podłoże (CoP path length), wartości minimalne i maksymalne dla przemieszczeń w kierunku przednio-tylnym (AP\_Min, AP\_Max), przyśrodkowo-bocznym (ML\_Min, ML\_Max), średnia prędkość przemieszczania się CoP (CoP velocity), 95% pole elipsy wykreślonej przez przemieszczenia CoP (Area95).

W pracy Kędziorek i in., (2022)<sup>3</sup> uwagi na wykorzystanie trójwymiarowej analizy ruchu oraz platformy Biodex Balance System SD zostały dodatkowo wykorzystane poniższe parametry.

---

<sup>3</sup> Kędziorek J., Błażkiewicz M., Kaczmarczyk K. (2022). *Using nonlinear measures to evaluate postural control in healthy adults during bipedal standing on an unstable surface*. Acta of Bioengineering and Biomechanics 24 (1), 9 – 17.

- 1) Wyliczono drogi przebyte przez CoM w przestrzeni trójwymiarowej:

$$CoM_{path\ length} = \sum_{i=1}^n \sqrt{(x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2 + (z_i - z_{i-1})^2},$$

gdzie:  $x$  – ruchy boczno-przyśrodkowe (ML),  $y$  – ruchy przód-tył (AP);  $z$  – ruchy proksymalno-dystalne (PD).

- 2) Wyliczono drogi przebyte przez CoM w każdym kierunku według wzoru:

$$CoM = \sum_{i=1}^n \sqrt{(x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2},$$

Dla takiej konfiguracji oceniano drogę CoM w płaszczyźnie poprzecznej.

- 3) Wykorzystano indeksy stabilności: OSI (Overall Stability Index – Całkowity Indeks Stabilności), APSI (Anterior - Posterior Stability Index – Przednio - Tylny Indeks Stabilności), MLSI (Medio - Lateral Stability Index – Przyśrodkowo - Boczny Indeks Stabilności):

$$APSI = \sqrt{\frac{\sum(0-Y)^2}{\#samples}}; \quad MLSI = \sqrt{\frac{\sum(0-X)^2}{\#samples}}; \quad OSI = \sqrt{\frac{\sum(0-X)^2 + \sum(0-Y)^2}{\#samples}}$$

### 3.4. Parametry oceniające symetrię obciążenia stóp

Dla parametrów oceniających obciążenie lewego i prawego przodostopia [%], lewego i prawego tyłostopia [%], sumy całkowitego obciążenia dla prawej i dla lewej stopy [%] policzono indeks symetrii (*ang. symmetry index – SI*) według następującego wzoru (Błażkiewicz, 2014):

$$SI = \frac{|X_L - X_R|}{0,5 * (X_L + X_R)}$$

gdzie:  $X_L$ ,  $X_R$  oznaczają odpowiednio lewe i prawe strony dla wyżej wymienionych parametrów.

Indeks symetrii jest parametrem służącym do procentowej oceny różnic pomiędzy parametrami uzyskanymi dla obydwu kończyn dolnych podczas wykonywanych

przysiadów. Wartość  $SI = 0$  oznacza pełną symetrię, podczas gdy  $SI \geq 100\%$  oznacza występującą asymetrię (Błażkiewicz, 2014).

### 3.5. Analiza statystyczna

W pracach cyklu<sup>2,3,4</sup> analizy statystyczne były wykonywane przy użyciu programu Statistica (TIBCO Software Inc., Palo Alto, USA), dla poziomu istotności  $p \leq 0,05$ . W każdej pracy cyklu normalność rozkładu analizowanych parametrów sprawdzono przy wykorzystaniu testu Shapiro-Wilka. Szczegółowe omówienie kolejnych etapów analiz znajduje się poniżej.

#### Grupa 1: osoby zdrowe i młode/ różne ustawienie stóp<sup>2</sup>

Dla parametrów nieliniowych: entropii próbkowej, wykładnika Lapunowa, wymiaru fraktalnego zostały policzone wartości średnie uwzględniające dwa kierunki (ML, AP), co umożliwiło spójną interpretację wyników. Wykonano nieparametryczny test ANOVA dla prób niezależnych Kruskal-Wallis. Następnie wykonano test post-hoc wielokrotnych porównań średnich rang dla wszystkich prób.

#### Grupa 2: osoby zdrowe i młode / analiza 3D, niestabilne podłoże<sup>3</sup>

Dla parametrów liniowych:  $CoM_{pathlength}$  oraz indeksów stabilności pochodzących z platformy Biodex: OSI, APSI, MLSI, FRI w celu porównania prób wykonywanych w warunkach oczu otwartych i zamkniętych, analizę przeprowadzono za pomocą testu t-Studenta. Dodatkowo, przy użyciu jednoczynnikowej analizy wariancji ANOVA oraz testu post-hoc Tukey's HSD, szukano różnic istotnych statystycznie pomiędzy wartościami indeksów OSI, APSI i MLSI. Dwuczynnikowa ANOVA oraz test post-hoc Tukey's HSD została przeprowadzona w celu zweryfikowania czy wyłączenie kontroli wzrokowej

---

<sup>2</sup> Kędziołek J., Błażkiewicz M. (2020). *Ocena stabilności posturalnej w funkcji różnego ustawiania stóp na podłożu, przy wykorzystaniu miar dynamiki nieliniowej*. Aktualne Problemy Biomechaniki 19, 20 – 26.

<sup>3</sup> Kędziołek J., Błażkiewicz M., Kaczmarczyk K. (2022). *Using nonlinear measures to evaluate postural control in healthy adults during bipedal standing on an unstable surface*. Acta of Bioengineering and Biomechanics 24 (1), 9 – 17.

<sup>4</sup> Kędziołek J., Błażkiewicz M. (2022). *Influence of the base of support widths on postural control and feet loading symmetry during squat – preliminary study*. Acta of Bioengineering and Biomechanics 24 (2), 55 – 63.

<sup>3</sup> Kędziołek J., Błażkiewicz M., Kaczmarczyk K. (2022). *Using nonlinear measures to evaluate postural control in healthy adults during bipedal standing on an unstable surface*. Acta of Bioengineering and Biomechanics 24 (1), 9 – 17.

i kierunek wychyleń (AP – przednio-tylny, ML – boczno-przyśrodkowy, PD – proksymalno-dystalny), tak samo jak interakcja pomiędzy tymi dwoma czynnikami, ma istotny wpływ na wartości nieliniowych parametrów.

### **Grupa 3: osoby zdrowe i młode / przysiad<sup>4</sup>**

Przeprowadzono dwuczynnikową analizę wariancji ANOVA i test post-hoc Tukey HSD w celu zbadania wpływu płci badanych i szerokości ustawienia stóp (NS, HS, WS) na wartości wszystkich liniowych (Area95, CoP path length, CoP velocity), nieliniowych (SampEn, FD, LyE) parametrów oraz na parametry obciążenia stóp Forefoot pressure [%], Back foot pressure [%], Total pressure [%]). Następnie w celu oceny występujących różnic w wykonywanych przysiadach pomiędzy obciążeniem dla prawej i lewej kończyny, został przeprowadzony test t-Studenta dla prób niezależnych.

### **Grupa 4: osoby zdrowe i młode / osobowość<sup>5</sup>**

Zastosowanie testu ANOVA Friedmana z poprawką Bonferroniego wykazało, która z cech osobowości jest dominująca w danej grupie badanej (Ekstrawersja i Ugodowość). Następnie zostały policzone mediany dla wszystkich pięciu cech osobowości. Dla każdej cechy wartości wyższe niż mediana były określane jako wysoki wynik. Na podstawie tych obliczeń, grupa badana została podzielona na dwie podgrupy: H i D. Grupa H zawierała badanych, którzy charakteryzowali się wysokimi wartościami dla cechy Ekstrawersji i Ugodowości. Grupa D zawierała pozostałych uczestników. Następnym krokiem było wykonanie nieparametrycznego testu U Manna-Whitneya w celu porównania, czy istniały różnice pomiędzy dwoma podgrupami dla wszystkich przeanalizowanych parametrów. Analiza nieparametrycznym testem Kruskala-Wallisa z testem post-hoc i poprawką Bonferroniego została zastosowana w celu sprawdzenia różnic pomiędzy próbami (2eo, 2ec, 1eo i 1ec) dla wszystkich parametrów. Ostatnim krokiem było policzenie korelacji Spearman'a pomiędzy pięcioma cechami osobowości, wartościami nieliniowych parametrów i CoP path length policzonego dla wszystkich

---

<sup>4</sup> Kędziorek J., Błażkiewicz M. (2022). *Influence of the base of support widths on postural control and feet loading symmetry during squat – preliminary study*. Acta of Bioengineering and Biomechanics 24 (2), 55 – 63.

<sup>5</sup> Błażkiewicz M., Kędziorek J., Wit A. (2022). *The Relationship between personality and postural control in young adults – a pilot study*. Applied Sciences 12, 4978, 1 – 13.

czterech prób. Interpretacje wielkości współczynnika korelacji przedstawiono w poniższej tabeli (Tabela 4.)

Tabela 4. Interpretacja uzyskanych wartości korelacji Spearman'a.

<b>Wartość uzyskanej korelacji (zakres)</b>	<b>Interpretacja</b>
(0,90, 1,00); (-0,90, -1,00)	Bardzo wysoka dodatnia (ujemna) korelacja
(0,70, 0,90); (-0,70, -0,90)	Wysoka dodatnia (ujemna) korelacja
(0,50, 0,70); (-0,50, -0,70)	Średnia dodatnia (ujemna) korelacja
(0,30, 0,50); (-0,30, -0,50)	Niska dodatnia (ujemna) korelacja
(0, 0,30); (0, -0,30)	Nieistotna korelacja (brak)

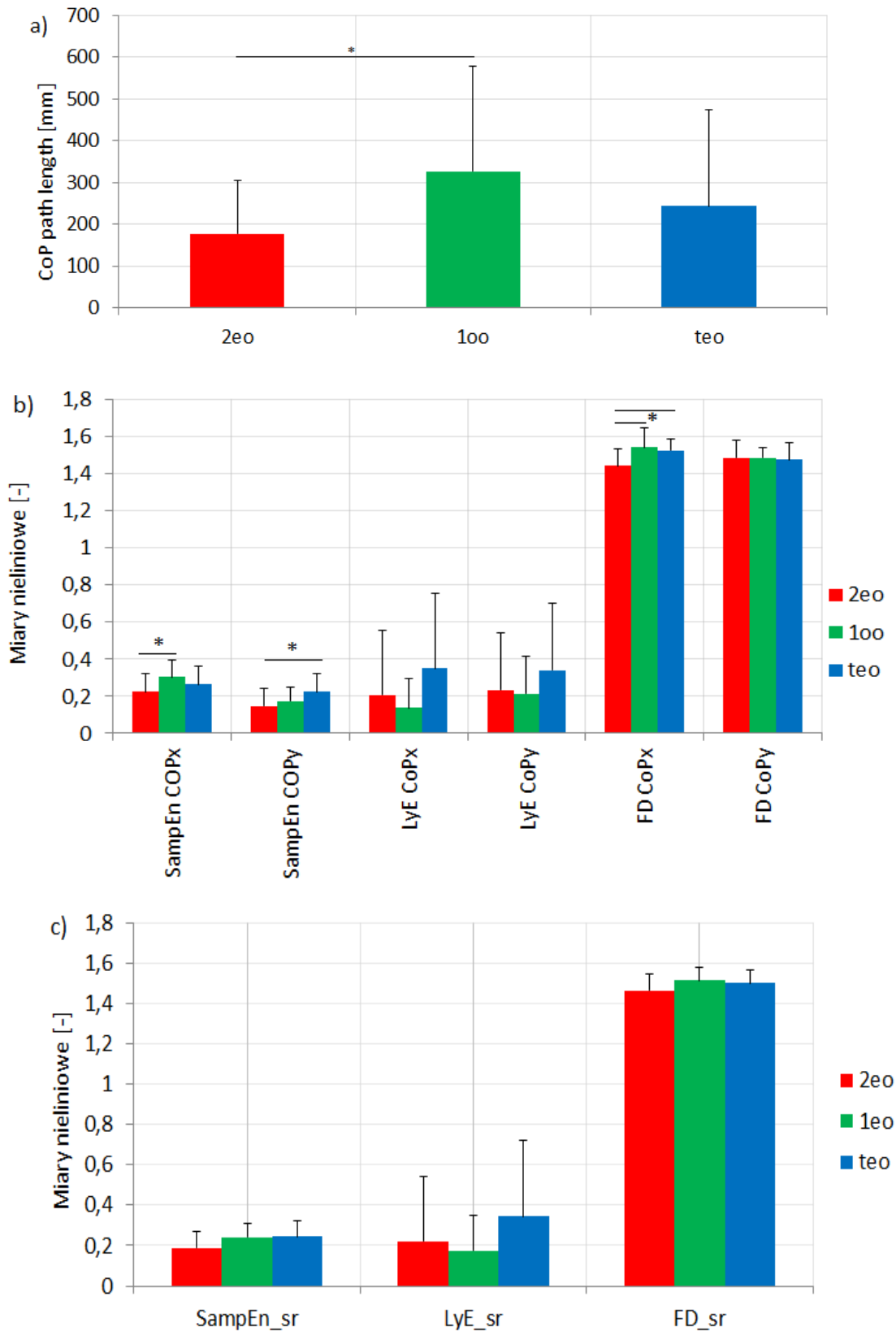
## 4. Wyniki

### 4.1. Grupa 1: Osoby młode i zdrowe – wpływ ustawienia stóp na podłożu na stabilność posturalną<sup>2</sup>

Analiza wyników przedstawia w jaki sposób parametr liniowy (długość drogi CoP) i parametry nieliniowe (entropia próbkowa, wymiar fraktalny, wykładnik Lapunowa) reagują na zmianę powierzchni pola podparcia u badanych; polegająca na zmianie ustawienia stóp na podłożu (stanie obunóż, stanie jednonóż, stanie w tandemie - stopa za stopą). Zebrane dane zostały przeanalizowane oddzielnie w kierunku AP i ML. Rozpoczynając od badania długości drogi środka parcia stóp na podłożu wykazano, że była ona istotnie dłuższa tylko w próbie stania na jednej kończynie dolnej z oczami otwartymi (1eo), w odniesieniu do próby stania na dwóch kończynach dolnych w tych samych warunkach wzrokowych (2eo) ( $p = 0,0063$ ). Długość drogi CoP path length była najdłuższa dla próby 1eo, następnie dla stania w tandemie (teo). Najkrótszą drogę uzyskano w próbie 2eo (Ryc. 6 a). Analiza miar nieliniowych została oddzielnie przeprowadzona dla kierunku boczno-przyśrodkowego (ML) oraz przednio-tylnego (AP). Po przeprowadzeniu testu post-hoc wielokrotnych porównań średnich rang, wykazano, że istnieją różnice istotne statystycznie dla SampEn\_ML pomiędzy próbami 1eo i 2eo. Dla SampEn\_AP pomiędzy próbami teo i 2eo. W analizie wartości wymiaru fraktalnego wykazano różnice istotne statystycznie dla FD\_ML pomiędzy próbami teo i 2eo oraz 1eo i 2eo. Najwyższe wartości wymiaru fraktalnego zaobserwowano dla próby 1eo a najniższe dla próby 2eo zarówno dla kierunku ML i AP. W analizie wykładnika Lapunowa nie wykazano różnic istotnych statystycznie pomiędzy przeprowadzonymi próbami. Najwyższe wartości dla kierunku ML i AP wykładnik Lapunowa osiągnął w próbie teo, a najniższe w próbie 1eo. W badaniu dokonano również obliczeń średnich wartości wszystkich parametrów, dla każdego z kierunków (Ryc. 6 c).

---

<sup>2</sup> Kędziorek J., Błażkiewicz M. (2020). Ocena stabilności posturalnej w funkcji różnego ustawiania stóp na podłożu, przy wykorzystaniu miar dynamiki nieliniowej. Aktualne Problemy Biomechaniki 19, 20 – 26.



Ryc. 6. Wartości średnie i odchylenia standardowe: a) długości drogi CoP – CoP path length, b) miar nieliniowych, c) średnich wartości miar nieliniowych liczonych z dwóch kierunków podczas wykonywanych prób 2eo, 1eo i teo, gdzie: ML – kierunek boczno-przyśrodkowy, AP – kierunek przednio-tylny, \* - różnice istotne statystycznie  $p \leq 0,05$ .

Wartości SampEn (dla kierunku AP) i FD (dla kierunku ML) pokazały istnienie różnic istotnych statystycznie między próbą 2eo oraz teo (Ryc. 6 b), czego nie wykazała miara liniowa – długość drogi CoP. Obliczenie średnich wartości miar nieliniowych pokazało, że najwyższe wartości entropii oraz wykładnika Lapunowa uzyskano dla próby stania w tandemie. Najwyższe wartości wymiaru fraktalnego zanotowano dla próby stania na jednej kończynie dolnej. Najniższe wartości entropii i wymiaru fraktalnego uzyskano w próbie stania na dwóch kończynach dolnych. Wykładnik Lapunowa osiągnął najniższe wartości przy próbie stania na jednej kończynie dolnej. Warto podkreślić, że entropia próbkowa była jedynym współczynnikiem, który uchwycił różnice między stanem na dwóch kończynach dolnych w różnej konfiguracji ustawienia stóp.

## **4.2. Grupa 2: osoby zdrowe i młode – wpływ niestabilnego podłoża na stabilność posturalną<sup>3</sup>**

### **4.2.1. Wpływ kontroli wzrokowej na parametry liniowe**

W tej pracy cyklu dokonano analizy parametrów nieliniowych, indeksów stabilności i przemieszczeń CoM w przestrzeni. Przeprowadzenie testu t-Studenta wykazało istotnie ( $p = 0,0001$ ) wyższe wartości dla OSI, APSI, MLSI, FRT, CoM path length, CoM\_transverse, CoM\_sagittal, CoM\_coronal podczas próby bez włączonej kontroli wzrokowej w porównaniu do próby z włączoną kontrolą wzrokową (Tabela 5).

Jednoczynnikowa analiza wariancji wykazała różnice istotne statystycznie pomiędzy indeksami stabilności (OSI, APSI, MLSI): ( $F(4, 76) = 22,325, p = 0,0001$ ). Przeprowadzona analiza post-hoc wykazała, że dla wartości indeksu MLSI miały istotnie niższe wartości niż te notowane dla indeksów APSI i OSI, podczas stania zarówno z oczami otwartymi (2eo) jak i oczami zamkniętymi (2ec). Dla parametru  $CoM_{pathlength}$  jednoczynnikowa analiza wariancji również pokazała różnice istotne statystycznie ( $F(6,102) = 4,116, p = 0,0009$ ). Przeprowadzony test post-hoc wykazał, że  $CoM_{pathlength}$  była istotnie dłuższa w porównaniu do długości drogi w płaszczyźnie strzałkowej ( $CoM_{sagittal}$ ), dla warunków 2eo, podczas gdy  $CoM_{pathlength}$  była istotnie dłuższa w porównaniu do długości drogi w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej ( $CoM_{coronal}$

---

<sup>3</sup> Kędziorek J., Błażkiewicz M., Kaczmarczyk K. (2022). Using nonlinear measures to evaluate postural control in healthy adults during bipedal standing on an unstable surface. Acta of Bioengineering and Biomechanics 24 (1), 9 – 17.



i CoM\_sagittal) dla próby 2ec. Średnie wartości indeksów wyeksportowanych z platformy Biodex Balance System dla warunków pomiaru 2eo wykazały wartości mieszczące się w normach dla badanej grupy wiekowej. W przypadku próby przy zamkniętych oczach, średnie wartości indeksów (OSI, APSI) były dwukrotnie a nawet czterokrotnie (FRT) wyższe, niż górne wartości normatywne dla tej grupy wiekowej.

Tabela 5. Średnie wartości i odchylenie standardowe indeksów stabilności eksportowanych z platformy Biodex Balance System, parametru CoM<sub>pathlength</sub>, parametrów CoM dla przemieszczeń w każdej płaszczyźnie i wartości normatywne dla badanej grupy; \* - oznacza różnicę istotną statystycznie ( $p < 0,05$ ).

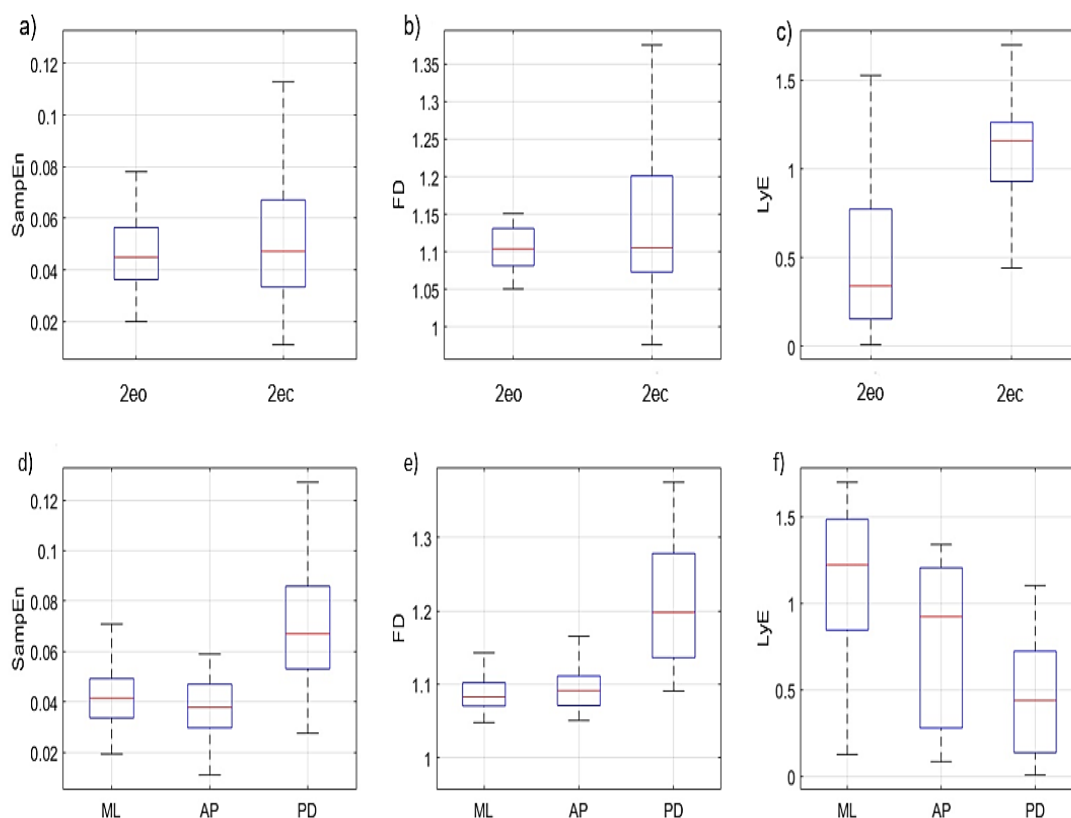
<b>Parametr</b>	<b>Oczy otwarte (2eo)</b>	<b>Oczy zamknięte (2ec)</b>	<b>Wartości normatywne dla grupy wiekowej 17 - 35 lat</b>
<b>CoM<sub>pathlength</sub> [mm]</b>	268,64 ± 91,64	1345,97 ± 278,63*	-
<b>CoM_transverse [mm]</b>	251,48 ± 78,89	1188,81 ± 227,17*	-
<b>CoM_sagittal [mm]</b>	182,88 ± 77,53	1000,14 ± 237,39*	-
<b>CoM_coronal [mm]</b>	192,57 ± 65,18	959,95 ± 239,17*	-
<b>OSI</b>	2,01 ± 0,87	14,56 ± 1,94*	2,0 – 5,8
<b>APSI</b>	1,45 ± 0,66	9,62 ± 1,97*	1,9 – 5,5
<b>MLSI</b>	1,09 ± 0,46	8,59 ± 1,73*	1,0 – 2,6
<b>FRT</b>	1,37 ± 0,51	9,03 ± 2,22*	0,7 – 2,1

#### 4.2.2. Wpływ kontroli wzrokowej i kierunku na parametry nieliniowe

Tutaj przeanalizowano parametry nieliniowe za pomocą jednoczynnikowej analizy wariancji i testu post-hoc Tukey HSD. Wykazano istotny efekt kontroli wzrokowej, kierunku i interakcji (kontrola wzrokowa x kierunek) na stabilność posturalną, ocenioną nieliniowymi parametrami.

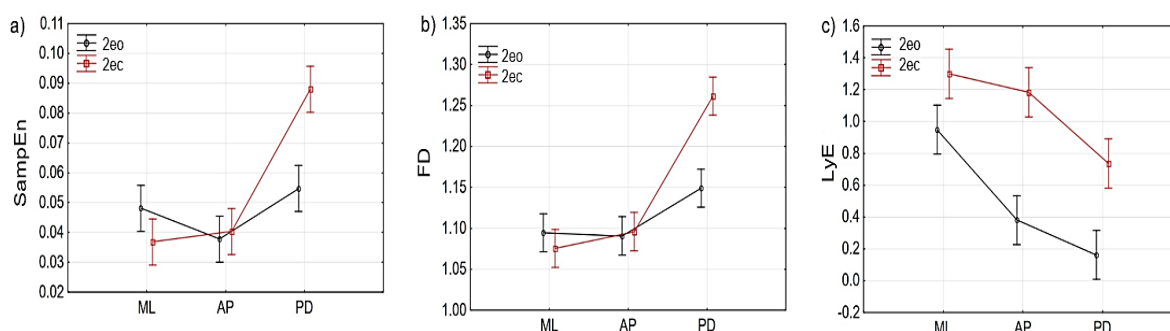
Wyłączenie kontroli wzrokowej w badaniach miało istotny wpływ ( $F(3, 76) = 28,747$ ,  $p = 0,0001$ ) na wyniki wszystkich nieliniowych parametrów. Wartości SampEn, FD, LyE były istotnie wyższe podczas prób z oczami zamkniętymi, w porównaniu do prób z oczami otwartymi (Ryc. 7. a - c).

Główny efekt kierunku kołysania był również istotny statystycznie ( $F(6, 152) = 31,096$ ,  $p = 0,0001$ ). Wartości SampEn i FD były istotnie wyższe w kierunku PD w porównaniu do tych notowanych dla kierunku ML. Odwrotne wyniki uzyskano dla LyE. Tutaj wartości były najwyższe dla kierunku ML, a najniższe dla kierunku PD (Ryc. 7 d - f).



Ryc. 7. Wykres ramka-wąsy obrazujące wpływ kontroli wzrokowej i kierunku na wartości parametrów nieliniowych: a), d) entropia próbkowa (SampEn); b), e) wymiar fraktalny (FD); c), f) wykładnik Lapunowa (LyE). Czerwona linia wewnątrz pudełka oznacza wartość mediany a krańcowe brzożgi wyznaczają 25 i 75 procentyl. Wąsy sięgają do najbardziej ekstremalnych punktów dla analizowanych danych.

Wpływ interakcji pomiędzy kontrolą wzrokową a kierunkiem był również istotny statystycznie ( $F(6, 152) = 8,8961, p = 0,0001$ ). Kierunek PD charakteryzował się najwyższymi wartościami parametrów SampEn i FD zarówno w próbach z oczami otwartymi i oczami zamkniętymi. W przypadku SampEn najwyższe wartości odnotowano w kierunku PD zarówno przy włączonej (2eo) jak i wyłączonej kontroli wzrokowej (2ec):  $\text{SampEn}_{\text{PD}_{2\text{eo}}} = 0,05 \pm 0,015$ ,  $\text{SampEn}_{\text{PD}_{2\text{ec}}} = 0,09 \pm 0,02$ . Wartości SampEn\_PD dla próby 2ec były istotnie wyższe w porównaniu do innych prób uwzględniających zarówno kierunek jak i warunki wzrokowe (Tabela 6).



Ryc. 8. Wpływ kontroli wzrokowej i kierunku wychyleń na wartości parametrów nieliniowych: a) entropia próbkowa (SampEn), b) wymiar fraktalny (FD), c) wykładnik Lapunowa (LyE), 2eo – oczy otwarte, 2ec – oczy zamknięte, AP – kierunek przednio-tylny, ML – kierunek boczno-przyśrodkowy, PD – kierunek proksymalno-dystalny.

Wartości  $\text{SampEn}_{\text{PD}}$  dla próby 2eo były istotnie wyższe niż  $\text{SampEn}_{\text{AP}}$ . Podobne zależności zostały zaobserwowane dla parametru FD (Tabela 6). Jego najwyższe wartości zanotowano w kierunku PD w warunkach oczu zamkniętych i oczu otwartych ( $\text{FD}_{\text{PD}}$ , dla próby 2ec =  $1,26 \pm 0,06$ ,  $\text{FD}_{\text{PD}}$ , dla próby 2eo =  $1,15 \pm 0,05$ ). Wartości parametru  $\text{FD}_{\text{PD}}$  w próbie 2ec były istotnie wyższe w porównaniu do tych notowanych dla innych kombinacji, zarówno dla kierunku jak i dla warunków wzrokowych (Tabela 6). Wartość  $\text{FD}_{\text{PD}}$  w próbie 2eo była istotnie wyższa niż wartość FD, dla próby 2eo w kierunkach AP i ML. Dodatkowo, zanotowano istotnie wyższe wartości  $\text{FD}_{\text{PD}}$ , w próbie 2eo w odniesieniu do tych notowanych dla testów przeprowadzanych w warunkach oczu zamkniętych dla kierunków AP i ML ( $\text{FD}_{\text{AP}}$  dla próby 2ec i  $\text{FD}_{\text{ML}}$  dla próby 2ec). Odwrotną zależność zaobserwowano dla LyE, gdzie zarówno przy włączonej i wyłączonej kontroli wzrokowej najniższe wartości osiągnięto w kierunku PD (Ryc. 8 a - c). W próbach

z oczami otwartymi i zamkniętymi wartości LyE\_ML były istotnie wyższe niż te notowane dla innych kierunków (Tabela 6).

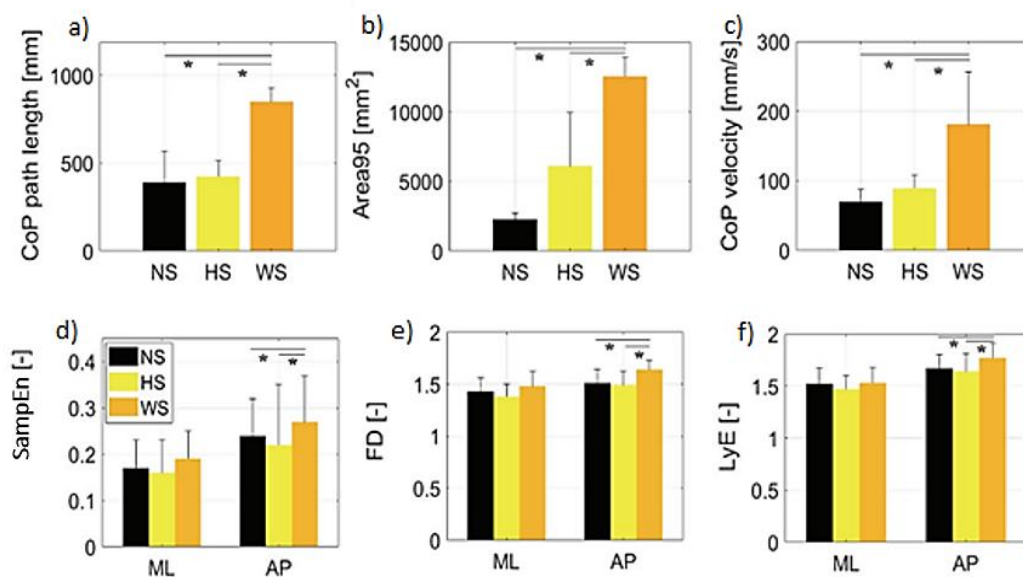
Tabela 6. Obraz interakcji kontroli wzrokowej i kierunku wychyleń dla średnich i odchyłeń standardowych parametrów nieliniowych, gdzie: \* - różnice istotne statystycznie,  $p < 0,05$ . 2eo – stanie obunóż z oczami otwartymi, 2ec – stanie obunóż z oczami zamkniętymi, AP – kierunek przednio-tylny, ML – kierunek boczno-przyśrodkowy, PD – kierunek proksymalno-dystalny.

Próba_kierunek	2eo_AP	2eo_PD	2ec_ML	2ec_AP	2ec_PD
<b>SampEn</b>	0,04 ± 0,01	0,05 ± 0,01	0,04 ± 0,01	0,04 ± 0,01	0,09 ± 0,02
<b>FD</b>	1,09 ± 0,02	1,15 ± 0,05	1,08 ± 0,03	1,08 ± 0,03	1,26 ± 0,06
<b>LyE</b>	0,04 ± 0,01	0,16 ± 0,03	1,30 ± 0,34	1,30 ± 0,34	0,74 ± 0,23
<b>2eo_ML</b>					
0,05 ± 0,01	SampEn >	SampEn <	SampEn >	SampEn >	SampEn <*
1,09 ± 0,02	FD >	FD <*	FD >	FD <	FD <*
0,95 ± 0,47	LyE >*	LyE >*	LyE <*	LyE <	LyE >
<b>2eo_AP</b>					
0,04 ± 0,01		SampEn <*	SampEn >	SampEn >	SampEn <*
1,09 ± 0,02	=	FD <*	FD >	FD <	FD <*
0,04 ± 0,01		LyE <	LyE <*	LY <	LyE <*
<b>2eo_PD</b>					
0,05 ± 0,01			SampEn >	SampEn >	SampEn <*
1,15 ± 0,05		=	FD >*	FD >*	FD <*
0,16 ± 0,03			LyE <	LyE <	LyE <*
<b>2ec_ML</b>					
0,04 ± 0,01				SampEn <	SampEn <*
1,08 ± 0,03				FD <	FD <*
1,30 ± 0,34			=	LyE >	LyE >*
<b>2ec_AP</b>					
0,04 ± 0,01					SampEn <*
1,08 ± 0,03					FD <*
1,30 ± 0,34				=	LyE >*

### 4.3. Grupa 3: osoby zdrowe i młode – wpływ powierzchni podparcia na stabilność posturalną w przysiadzie<sup>4</sup>

#### 4.3.1. Parametry stabilności

Analizowane w niniejszej pracy parametry cechowały się rozkładem normalnym. Nie wykazano różnic istotnych statystycznie dla płci, parametrów liniowych i nieliniowych pomiędzy wykonywanymi przysiadami. Parametry liniowe i nieliniowe zostały przeanalizowane za pomocą dwuczynnikowej analizy wariancji ANOVA. Wyniki wykazały istotny wpływ rodzaju wykonywanego przysiadu (na szerokiej lub wąskim polu powierzchni podparcia) na wartości wszystkich wymienionych parametrów: CoP path length, Area95, CoP velocity. Po przeprowadzeniu testu post-hoc Tukey HSD, ich istotnie niższe wartości zostały zaobserwowane dla przysiadu z wąskim rozstawieniem stóp (NS,  $p = 0,0001$ ) i przysiadu z rozstawieniem stóp na szerokość obręczy miedniczej (HS,  $p = 0,0001$ ), w porównaniu do tych notowanych dla przysiadu z szerokim rozstawieniem stóp (WS), (Ryc. 9. a - f).



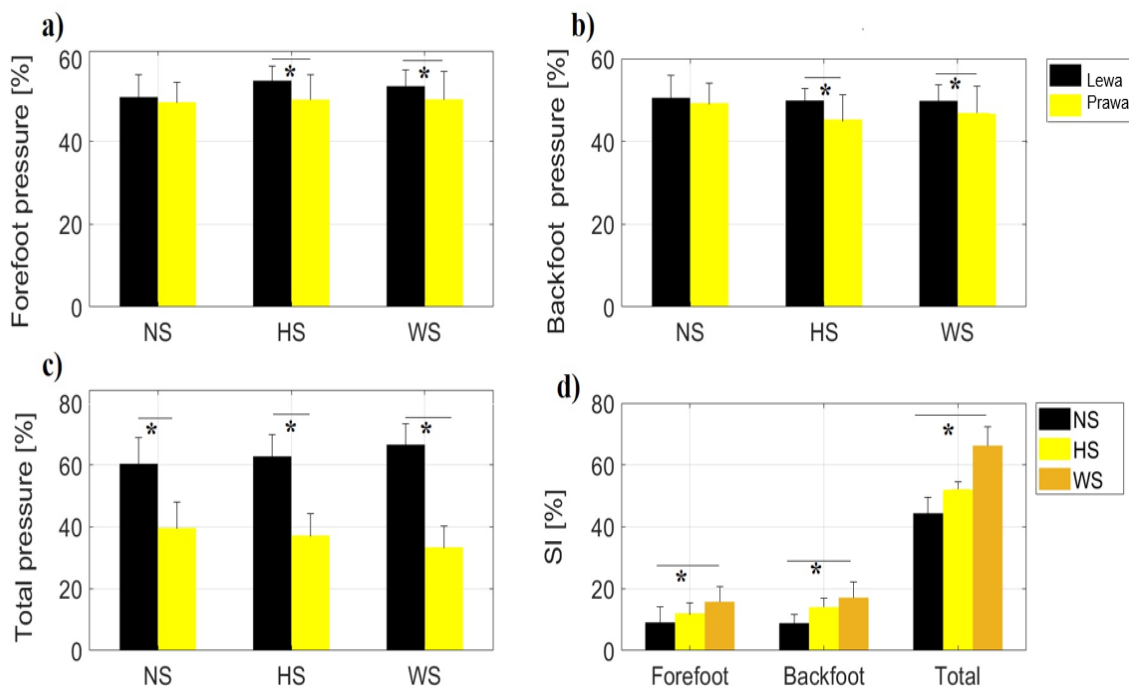
Ryc. 9. Średnie wartości i odchylenia standardowe dla parametrów liniowych: a) CoP path length, b) pole powierzchni elipsy - Area95, c) prędkość przemieszczeń CoP – CoP velocity; dla parametrów nieliniowych: d) entropia próbkowa (SampEn), e) wymiar fraktalny (FD), f) wykładnik Lapunowa (LyE); gdzie: AP – kierunek przednio-tylny, ML – boczno-przyśrodkowy, \* - oznacza różnice istotne statystycznie ( $p \leq 0,05$ ).

<sup>4</sup> Kędziorek J., Błażkiewicz M. (2022). Influence of the base of support widths on postural control and feet loading symmetry during squat – preliminary study. Acta of Bioengineering and Biomechanics 24 (2), 55 – 63.

Różnice istotne statystycznie zanotowano również dla wszystkich nieliniowych parametrów w kierunku AP pomiędzy przysiadami NS, HS i WS (Ryc. 9 d - f): (1) SampEn\_AP,  $p = 0,0003$ ; (2) FD\_AP,  $p = 0,0001$ ; (3) LyE\_AP,  $p = 0,0001$ . Najwyższe wartości zostały zaobserwowane dla przysiadu WS w kierunku AP. Warto dodać, że wartości wszystkich nieliniowych parametrów były istotnie wyższe dla kierunku AP, w porównaniu do tych notowanych dla kierunku ML dla każdego rodzaju przysiadu.

#### **4.3.2. Parametry symetrii obciążenia stóp w przysiadach**

W badanej grupie wszystkie parametry symetrii obciążenia stóp miały rozkłady normalne. Wewnątrz grup (kobiety i mężczyźni) porównując prawą i lewą kończynę, wykazano statystycznie większe ( $p < 0,0031$ ) obciążenie lewej stopy, w przysiadach typu HS i WS (Ryc. 10 a – c). Tendencja ta utrzymywała się dla poniższych parametrów: Forerfoot pressure [%], Backfoot pressure [%] i Total pressure [%]. Dla parametru Total pressure [%] wykazano istotnie wyższe wartości dla przysiadu typu NS ( $p = 0,0001$ ). Dwuczynnikowa analiza wariancji wykazała różnice istotne statystycznie ( $p = 0,0015$ ) pomiędzy przysiadami dla parametrów symetrii. W każdym przypadku asymetria była istotnie wyższa dla przysiadu na szerokiej podstawie WS, w porównaniu do przysiadu NS (Ryc. 10. d).



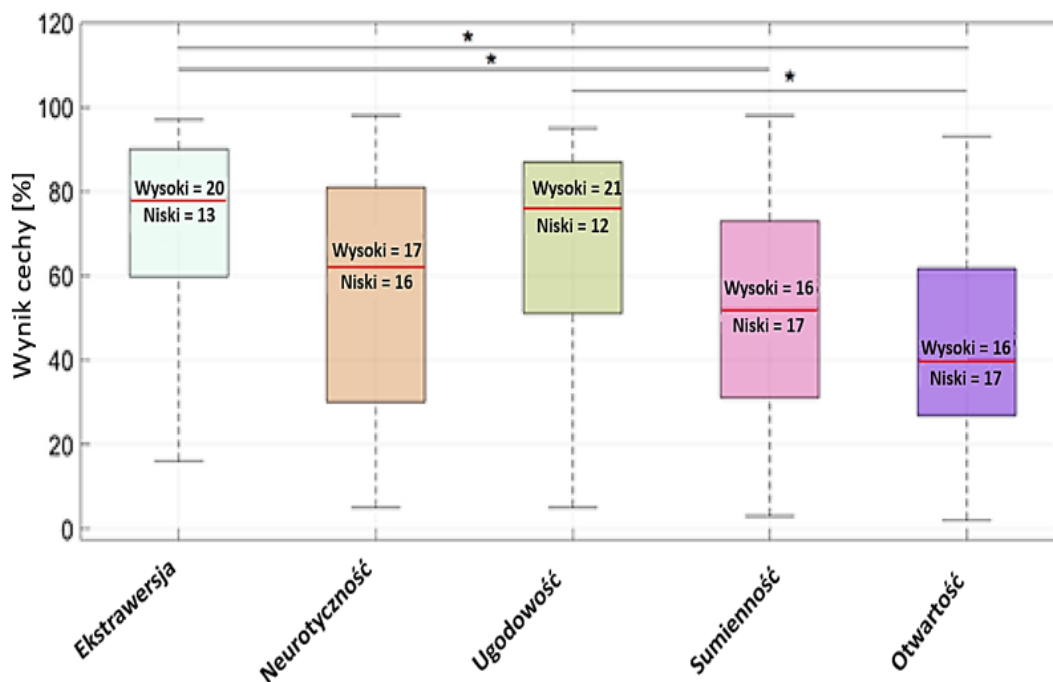
Ryc. 10. Wartości parametrów symetrii obciążenia dla prawej i lewej kończyny podczas wykonywania przysiadu na wąskiej podstawie (NS), na szerokość obręczy biodrowej (HS) i na szerokiej podstawie (WS) dla: a) Forefoot pressure [%] – nacisk dla przodostopia; b) Backfoot pressure [%] – nacisk dla tyłostopia; c) Total pressure – całkowite obciążenie [%] d) indeks symetrii policzony dla kończyn każdego parametru obciążenia, dla każdego typu przysiadu, gdzie \* - oznacza różnice istotną statystycznie ( $p \leq 0,05$ ).

Analizując rozkład obciążenia na przodostopiu i tyłostopiu widoczne jest, że tylko dla przysiadu typu NS obciążenie stopy jest rozłożone symetrycznie dla prawej i lewej kończyny (Ryc. 10 a – b). Porównując parametr całkowitego obciążenia stóp pomiędzy przysiadami widoczne jest, że lewa stopa jest obciążana istotnie silniej (Ryc. 10 c). W przypadku przysiadu WS, całkowite obciążenie na lewej stopie jest prawie dwukrotnie (1,99) wyższe niż dla prawej stopy. Dla przysiadu typu HS – obciążenie całkowite lewej stopy było 1,68 razy wyższe, a w przypadku przysiadu NS – 1,52 razy. Warto podkreślić fakt, że indeks symetrii osiągnął najniższe wartości dla przysiadu NS a najwyższe wartości dla przysiadu WS. Można zatem wnioskować, że w przysiadach wraz ze wzrostem pola powierzchni podparcia maleje symetria obciążenia stóp.

#### 4.4. Grupa 4: Osoby zdrowe i młode – badania pilotażowe dotyczące powiązań cech osobowości i stabilności posturalnej<sup>5</sup>

##### 4.4.1. Charakterystyka osobowości za pomocą kwestionariusza osobowości

Przeprowadzenie testu Shapiro-Wilka wykazało, że wyniki uzyskane dla cech osobowości: Ekstrawersja, Neurotyczność i Ugodowość nie miały rozkładów normalnych. Zastosowanie analizy wariancji ANOVA Friedmana z testem post-hoc Dunn-Bonferroni ( $F(4, 128) = 19,92, p = 0,0001, d = 0,58$ ) wykazało, że wyniki dla cechy Ekstrawersji były istotnie wyższe w odniesieniu do cechy Ugodowości ( $p = 0,0239$ ) i Otwartości ( $p = 0,0008$ ). Dodatkowo, wyniki dla cechy Ugodowości były także istotnie wyższe niż dla Otwartości ( $p = 0,0239$ ) (Ryc. 11).



Ryc. 11. Wykresy ramka-wąsy wyników dla cech osobowości, zawierające liczbę uczestników z wysokimi i niskimi wynikami dla danej cechy osobowości. Czerwona linia wewnątrz pudełka oznacza wartość mediany a krańcowe brzegi wyznaczają 25 i 75 percentyl. Wąsy sięgają do najbardziej ekstremalnych punktów dla analizowanych danych.

<sup>5</sup> Błażkiewicz M., Kędziorek J., Wit A. (2022). *The Relationship between personality and postural control in young adults – a pilot study*. Applied Sciences 12, 4978, 1 – 13.

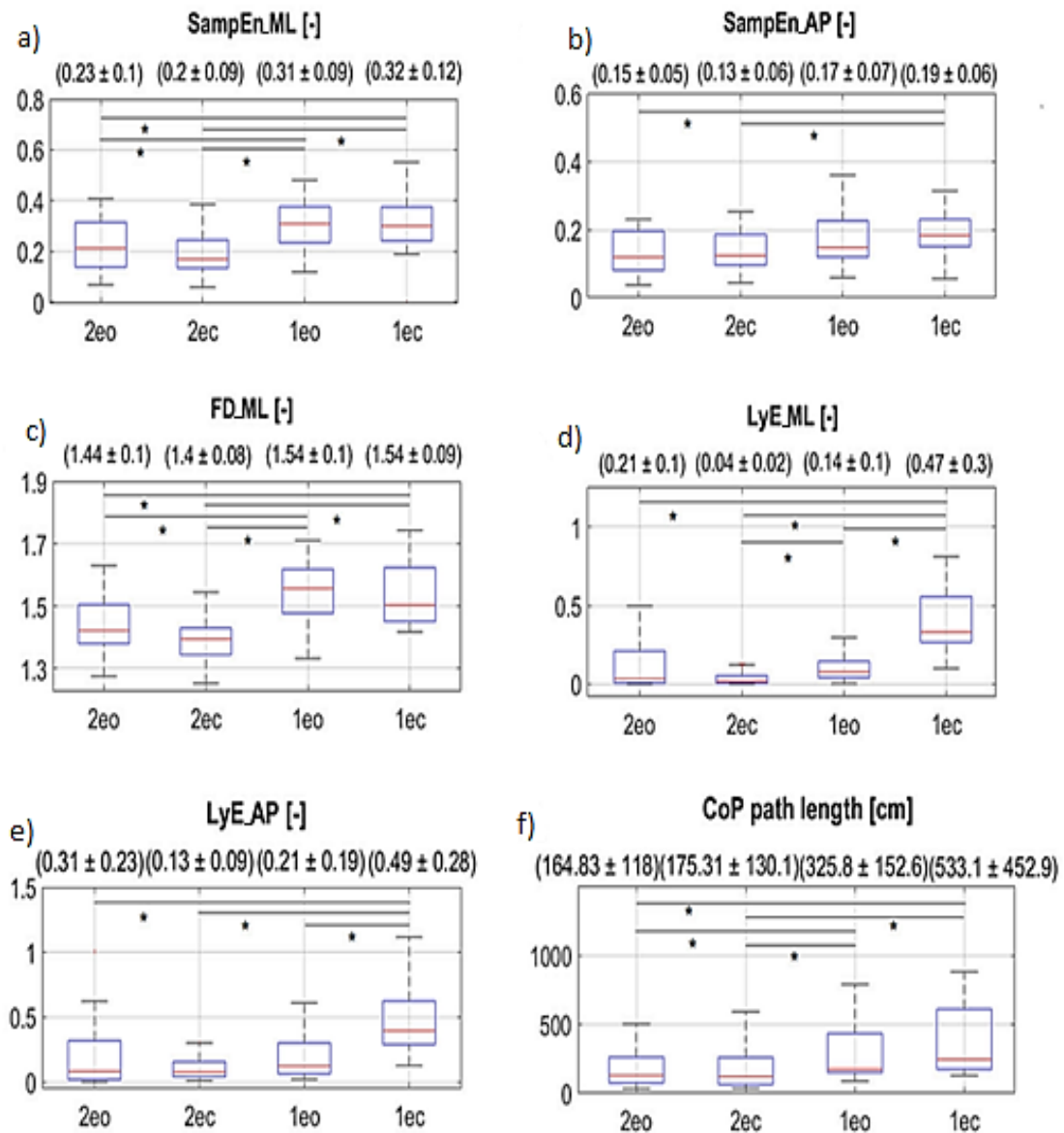


Otrzymane wyniki wykazały, że Otwartość i Ugodowość są dominującymi cechami osobowości w badanej grupie. Osoby z wysokimi wartościami tych cech, miały wyniki powyżej mediany. Zatem, badana grupa została podzielona na dwie podgrupy (H, D). Podgrupa H zawierała osoby z wysoką komponentą Ekstrawersji i Ugodowości (n = 15, wiek:  $21,67 \pm 1,72$  lat; wzrost:  $173,2 \pm 5,98$  cm; masa ciała:  $66 \pm 8,69$  kg). Podgrupa D zawierała pozostałych uczestników (n = 18 osób, wiek:  $22,17 \pm 1,58$  lat; wzrost:  $174,39 \pm 7,13$  cm; masa ciała:  $68,67 \pm 12,56$  kg). Zastosowanie testu U Manna-Whitneya nie wykazało różnic istotnych statystycznie pomiędzy cechami antropometrycznymi wymienionych podgrup.

#### **4.4.2. Wpływ osobowości i wykonywanej próby na wartości parametrów nieliniowych**

Zastosowanie testu U Manna-Whitney'a wykazało brak różnic istotnych statystycznie pomiędzy grupami H i D dla badanych parametrów osobowości w każdej przeprowadzonej próbie (2eo, 2ec, 1eo, 1ec). Porównując wyniki parametrów nieliniowych i długości drogi CoP pomiędzy próbami, uzyskano różnice istotne statystycznie dla wszystkich parametrów z wyłączeniem parametru FD\_AP: (SampEn\_ML: H (3, N = 132) = 28,49, p = 0,0001; SampEn\_AP: H (3, N = 132) = 17,16, p = 0,0007; FD\_ML: H (3, N = 132) = 45,07, p = 0,0001; LyE\_ML: H (3, N = 132) = 55,04, p = 0,0001; LyE\_AP: H (3, N = 132) = 36,91, p = 0,0001; CoP path length: H (3, N = 132) = 28,15, p = 0,0001).

Po zastosowaniu testu post-hoc Dunn z poprawką Bonferroniego wykazano, że wartości wszystkich wyżej wymienionych parametrów były istotnie (p = 0,0001) wyższe dla próby 1ec w porównaniu z wartościami otrzymanymi podczas stania obunóż bez (2ec) i z kontrolą wzrokową (2eo) (Ryc. 12). Dodatkowo wartości wykładnika Lapunowa w kierunkach AP i ML w próbie 1ec były istotnie (p = 0,0001) wyższe, niż dla próby 1eo (Ryc. 10). Parametr SampEn\_ML, FD\_ML i CoP path length osiągnęły istotnie wyższe wartości w próbie 1eo, w porównaniu do wartości zaobserwowanych w próbach 2eo i 2ec. Dla LyE\_ML, istotne różnice zostały odnotowane tylko pomiędzy próbami 1eo i 2ec (Ryc. 12. e).



Ryc. 12. Wykresy pudełkowe parametrów nieliniowych i liniowych dla prób pomiarowych (2eo, 2ec, 1eo, 1ec); gdzie 2eo – stanie obunóż z oczami otwartymi, 2ec – stanie obunóż z oczami zamkniętymi, 1eo – stanie jednonóż oczami otwartymi, 1ec – stanie jednonóż z oczami zamkniętymi. a) entropia próbkowa w kierunku boczno-przyśrodkowym (SampEn\_ML), b) entropia próbkowa w kierunku przednio-tylnym (SampEn\_AP), c) wymiar fraktalny w kierunku boczno-przyśrodkowym (FD\_ML), d) wykładnik Lapunowa w kierunku boczno-przyśrodkowym (LyE\_ML), e) wykładnik Lapunowa obliczony w kierunku przednio-tylnym (LyE\_AP), f) Długość ścieżki CoP path length. \* - oznacza różnice istotne statystycznie ( $p \leq 0,05$ ).

#### 4.4.3. Korelacje pomiędzy nieliniowymi parametrami i cechami osobowości

Za pomocą korelacji rang Spearmana policzono zależności pomiędzy próbami: 2eo, 1eo, 2ec, 1ec dla parametrów nieliniowych i cech osobowości (Tabela 7).

Tabela 7. Istotne wartości korelacji rang Spearmana pomiędzy cechami osobowości a parametrami nieliniowymi w poszczególnych próbach ( $p \leq 0,05$ ).

<b>Próba</b>	<b>Korelacja</b>	<b>Interpretacja</b>
<b>2eo</b>	Ugodowość i SampEn_ML ( $r = -0,37$ )	Niski, ujemny wskaźnik korelacji
	Otwartość i SampEn_AP ( $r = -0,44$ )	Niski, ujemny wskaźnik korelacji
<b>2ec</b>	Neurotyzm i FD_ML ( $r = 0,47$ )	Niska, dodatnia korelacja
	Sumienność i FD_M ( $r = -0,34$ )	Niska, ujemna korelacja
	Ugodowość i LyE_ML ( $r = -0,41$ )	Niska, ujemna korelacja
<b>1eo</b>	Neurotyzm i FD_ML ( $r = -0,50$ )	Średnia, ujemna korelacja
	Otwartość i LyE_AP ( $r = 0,53$ )	Średnia, dodatnia korelacja
	Otwartość i LyE_ML ( $r = 0,59$ )	Średnia, dodatnia korelacja
<b>1ec</b>	Otwartość i LyE_AP ( $r = 0,37$ )	Niska, dodatnia korelacja

## 5. Dyskusja

Kontrola posturalna człowieka jest złożonym zjawiskiem, którego działanie zależy od wielu komponentów. Za pomocą modyfikacji metodyki i narzędzi badawczych, naukowcy próbują zrozumieć jej poszczególne składowe i ich działanie. Zastosowanie parametrów liniowych i nieliniowych w ocenie kontroli posturalnej człowieka, od lat przyciąga uwagę naukowców (Tahiyat i Choudhury, 2015). Pewne zagadnienia budzą jednak wątpliwości. Jednym z nich jest stosowanie i interpretowanie wartości liniowych parametrów. Według badań, wybrane parametry liniowe powinny być analizowane z uwagą i ostrożnością ze względu na fakt, że ich powtarzalność i rzetelność jest kwestionowana (Doyle i in., 2005; Markovic i in., 2014; Ladislao i in., 2007; Liao i in., 2019). Parametry liniowe takie jak zakresy wychyleń, czy długość ścieżki parcia stóp na podłoże, pozwalają tylko na ilościowe określenie przemieszczeń ciała w trakcie zadania pomiarowego (Ghofrani, 2017). Udowodniono, że miary nieliniowe mogą uchwycić zmienność sygnału CoP, a tym samym pokazać, jak zachowanie motoryczne ewoluuje w czasie (Franco i in., 2018; Ellmers i in., 2020). Miary nieliniowe umożliwiają odmienne spojrzenie na działanie układu nerwowego, pełniącego istotną rolę w procesie kontroli posturalnej (Harbourne i Stergiou, 2003; Harbourne i Stergiou, 2009). Aktualna wiedza na temat teorii układów dynamicznych pozwala na zastosowanie tych parametrów do analizy sygnałów biologicznych a tym samym do analizy sygnału używanego do oceny kontroli posturalnej – CoP (Doyle i in., 2005). Posiadana wiedza i powyższe informacje zostały wykorzystane do napisania niniejszej pracy, która miała na celu: 1) ocenę wpływu różnego ustawienia stóp na podłożu na stabilność posturalną<sup>2</sup>, 2) ocenę złożoności kontroli posturalnej u zdrowych, młodych osób w warunkach niestabilnego podłoża i manipulacji kontrolą wzrokową<sup>3</sup>, 3) ocenę wpływu pola powierzchni postawy na stabilność posturalną i symetrię obciążania stóp podczas wykonywania przysiadów<sup>4</sup>, 4) ocenę związku pomiędzy

---

<sup>2</sup> Kędziorek J., Błażkiewicz M. (2020). *Ocena stabilności posturalnej w funkcji różnego ustawiania stóp na podłożu, przy wykorzystaniu miar dynamiki nieliniowej*. Aktualne Problemy Biomechaniki 19, 20 – 26.

<sup>3</sup> Kędziorek J., Błażkiewicz M., Kaczmarczyk K. (2022). *Using nonlinear measures to evaluate postural control in healthy adults during bipedal standing on an unstable surface*. Acta of Bioengineering and Biomechanics 24 (1), 9 – 17.

<sup>4</sup> Kędziorek J., Błażkiewicz M. (2022). *Influence of the base of support widths on postural control and feet loading symmetry during squat – preliminary study*. Acta of Bioengineering and Biomechanics 24 (2), 55 – 63.

stabilnością posturalną a wybranymi cechami osobowości przy użyciu parametrów nieliniowych<sup>5</sup>.

Rozpoczynając niniejszą dyskusję rozważaniom zostanie poddany pierwszy cel: oceny wpływu różnego ustawienia stóp na podłożu na stabilność posturalną i parametry nieliniowe<sup>2</sup>. Zgodnie z przyjętym celem, w pracy postawiono dwie hipotezy. Pierwsza z nich zakładała, że zmiana ustawienia pola powierzchni podparcia z obunóż na jedną lub na tandem, będzie powodowała wzrost wartości wybranych parametrów nieliniowych. Druga hipoteza zakładała, że miary nieliniowe wykazują więcej istotnych różnic w porównaniu do miar liniowych w próbach stania na jednej kończynie dolnej i w tandemie. W przeprowadzonych badaniach wykazano, że zmniejszenie pola powierzchni podparcia spowodowało wzrost wartości entropii próbkowej w kierunku AP i ML oraz wymiaru fraktalnego w kierunku ML. Podobne wyniki w swojej pracy przedstawił Kilby i in. (2012) badając osoby młode i zdrowe, wykonujące stanie na jednej kończynie dolnej, które charakteryzowało się istotnie wyższą wartością entropii próbkowej w kierunku AP. W przypadku wykładnika Lapunowa próba stania w tandemie spowodowała istotny wzrost wartości w kierunku ML i AP, co wskazuje na zdolność szybkiej reakcji układu na destabilizujące bodźce zewnętrzne i zdrowy, efektywny poziom kontroli posturalnej. Wysokie wartości entropii otrzymane w próbach stania w tandemie i na jednej kończynie dolnej, świadczą o dużej nieregularności sygnału u badanych. Wysokie wartości wymiaru fraktalnego w zadaniach stania na jednej kończynie dolnej i w tandemie, świadczą o wysokiej złożoności kontroli posturalnej. W przypadku miar liniowych największa wartość długości drogi CoP została osiągnięta w próbie stania na jednej kończynie dolnej. Dorośli, którzy wzięli udział w pomiarach osiągnęli wysokie wartości wyżej wymienionych współczynników, co potwierdzają badania innych autorów na zdrowych dorosłych (Raffalt i in., 2019). Porównując średnie wartości współczynników nieliniowych, które zostały policzone z dwóch kierunków w przeprowadzonych próbach, okazuje się, że najwyższe wartości otrzymano w staniu na jednej kończynie dolnej dla SampEn i FD. Najniższe średnie wartości dla SampEn i LyE badani uzyskali w próbie stania na dwóch kończynach dolnych. Najwyższą średnią wartość wykładnika Lapunowa otrzymano dla próby stania w tandemie a najniższą w próbie stania na jednej kończynie dolnej. Wysokie wartości entropii i wymiaru fraktalnego w staniu na jednej kończynie

---

<sup>5</sup> Błażkiewicz M., Kędziorek J., Wit A. (2022). *The Relationship between personality and postural control in young adults – a pilot study*. Applied Sciences 12, 4978, 1 – 13.

dolnej sugerują bardzo dużą nieregularność i złożoność kontroli posturalnej. Niskie wartości współczynników otrzymane dla stania na dwóch kończynach dolnych (najłatwiejsze warunki – próba wyjściowa) pokazują, że tę pozycję cechowała duża regularność. Stanie w tandemie jako niecodzienna i stosunkowo trudna pozycja do utrzymania, cechowała się wyższym poziomem złożoności zadania (wysoka wartość wymiaru fraktalnego dla kierunku AP, wykładnika Lapunowa dla kierunku ML i AP). Analizując wartości parametru liniowego - długość ścieżki CoP, wykazano tylko istotnie wyższe wartości dla stania na jednej kończynie dolnej, w porównaniu do stania na dwóch kończynach dolnych. Długość drogi CoP nie różniła się istotnie pomiędzy próbą stania w tandemie i na jednej kończynie dolnej. Entropia dla kierunku ML i AP oraz wymiar fraktalny dla kierunku ML wykazały istnienie różnic istotnych statystycznie pomiędzy próbami stania obunóż a stania w tandemie, czego nie wykazała miara liniowa. Analiza średnich wartości współczynników nieliniowych wykazała, że entropia była jedynym parametrem, który uchwycił istotne różnice pomiędzy stanieniem w różnej konfiguracji ustawienia stóp: obunóż i w tandemie, dlatego też w tym przypadku jest ona wartościowym uzupełnieniem analizy liniowej. Wydaje się również istotnym podkreślenie, że wykładnik Lapunowa zachował się w odwrotny sposób, w porównaniu do dwóch pozostałych współczynników nieliniowych: jego wartość zmniejszała się podczas próby stania na jednej kończynie dolnej, podczas gdy dla wymiaru fraktalnego i entropii – wartości wzrastały. Zakładana pierwsza hipoteza, że zmiana ustawienia stóp z stania obunóż na jednonóż i w tandemie powoduje wzrost wartości wybranych parametrów nieliniowych - została potwierdzona. Badanie potwierdziło również drugą hipotezę, mówiącą o tym, że miary nieliniowe wykazują więcej istotnych różnic, w porównaniu do miar liniowych w próbach stania na jednej kończynie dolnej i w tandemie.

Drugim realizowanym celem niniejszej dysertacji była ocena złożoności kontroli posturalnej u zdrowych, młodych osób podczas stania na niestabilnym podłożu i manipulacji kontrolą wzrokową<sup>3</sup>. W pracy postawiono hipotezy mówiące o tym, że warunki wyłączonej kontroli wzrokowej w próbach na niestabilnym podłożu spowodują istotny wzrost wartości parametrów liniowych i nieliniowych oraz, że analiza stabilności posturalnej w 3D, wniesie dodatkowe informacje o przemieszczeniach środka masy

---

<sup>3</sup> Kędziorek J., Błażkiewicz M., Kaczmarczyk K. (2022). *Using nonlinear measures to evaluate postural control in healthy adults during bipedal standing on an unstable surface*. Acta of Bioengineering and Biomechanics 24 (1), 9 – 17.

w kierunku pionowym. Uczestnicy po raz pierwszy brali udział w badaniu z użyciem niestabilnej platformy Biodex Balance System, zatem nie mieli możliwości przygotowania się do tego rodzaju testów. Wyłączenie kontroli wzrokowej spowodowało średnio ponad pięciokrotny wzrost wartości przemieszczeń CoM w każdej z analizowanych płaszczyzn. W literaturze (Maciaszek i in., 2006; Rugelj i in., 2014; Robert i in., 2016) wartość długości drogi CoP w próbach z wyłączoną kontrolą wzrokową, ale na stabilnym podłożu wzrasta średnio od 1 do 3 razy w porównaniu do tych notowanych podczas badań z oczami otwartymi. W przypadku niniejszej pracy wartość przemieszczeń CoM była pięciokrotnie większa w próbach z oczami zamkniętymi w porównaniu do tych notowanych dla prób z oczami otwartymi. Warto podkreślić fakt, że dla wszystkich obliczonych indeksów z platformy Biodex Balance System, wartości przy oczach zamkniętych były istotnie wyższe niż te notowane dla prób z oczami otwartymi. Parametr ryzyka upadku (FRT) podczas stania z oczami zamkniętymi osiągnął czterokrotnie wyższe wartości, w porównaniu do tych osiąganych podczas badań z oczami otwartymi. Jest to dowodem na to, jak istotny wpływ na kontrolę posturalną u zdrowych dorosłych ma układ wzrokowy. Pomimo wysokiej wartości indeksu FRT, żaden z badanych nie doznał upadku w trakcie prób, co również pokazuje, że osoby młode mają bardzo duże zdolności adaptacyjne do występujących destabilizacji i wysoką efektywność kontroli posturalnej. Wnioski płynące z analizy parametrów liniowych są potwierdzone wynikami współczynników nieliniowych. Współczynniki SampEn, LyE i FD osiągnęły istotnie wyższe wartości dla prób z wyłączoną kontrolą wzrokową w porównaniu do tych osiąganych dla prób z włączoną kontrolą wzrokową. Wyniki tej pracy, są jednak przeciwne do tych omawianych w innych pracach, w których wyłączenie kontroli wzrokowej powoduje zmniejszenie wartości entropii próbkowej – u osób zdrowych (Ramdani i in., 2011; Fino i in., 2016), pacjentów ortopedycznych (Quek i in., 2014) i sportowców (Stins i in., 2009). W tych pracach spadek wartości entropii próbkowej został zinterpretowany jako zwiększenie się rytmiczności regulacji kontroli posturalnej. Warto jednak dodać, że badania te analizowały sygnał CoP a nie CoM. Corriveau i in., (2000) w swojej pracy sugerują, że przemieszczenia CoP mogą skutecznie stabilizować przemieszczenia CoM. W przeprowadzonych badaniach widać jednak, że wyłączenie kontroli wzrokowej spowodowało znacznie większą nieregularność sygnału CoM. Ta informacja została dodatkowo potwierdzona wyższymi wartościami wymiaru fraktalnego. Wyższe wartości FD dla prób podczas stania z oczami zamkniętymi, w porównaniu do tych z oczami otwartymi są najczęściej publikowanymi wynikami

zarówno u osób zdrowych (Tassani i in., 2019), z niepełnosprawnościami (Bieć i in., 2014) oraz po urazach ortopedycznych (Doherty i in., 2014). Podążając za pracą Cimolin in. (2011) istotne różnice w wartościach wymiaru fraktalnego mogą świadczyć o zmianach w strategii utrzymywania pionowej pozycji stojącej. Wyniki te zostały potwierdzone obecnością wysokich wartości wykładnika Lapunowa podczas stania z oczami zamkniętymi. Wysokie wartości LyE wskazują na większą możliwość reakcji na nagły bodziec destabilizujący (Liu i in., 2012). Doherty i in. (2014) również potwierdzają otrzymywanie wysokich wartości LyE w grupie młodych, zdrowych osób podczas wykonywania prób z wyłączoną kontrolą wzrokową.

W omawianej pracy – używając trójwymiarowej analizy ruchu, wykorzystano obliczenia przemieszczeń CoM w kierunku proksymalno-dystalnym (PD). Przeprowadzona analiza statystyczna wykazała, że wartości współczynników entropii i wymiaru fraktalnego były istotnie wyższe dla kierunku proksymalno-dystalnego w porównaniu do dwóch pozostałych (AP i ML). Wyniki te sugerują, że przemieszczenia w kierunku PD były wysoce chaotyczne i złożone. Odwrotnie zachował się wykładnik Lapunowa, którego najniższe wartości zostały zarejestrowane w kierunku PD dla włączonej i wyłączonej kontroli wzrokowej. Warto zwrócić uwagę, że jest to kolejna praca, w której entropia próbkowa i wymiar fraktalny mają tendencje wzrostowe w trudniejszych próbach – w przeciwieństwie do wykładnika Lapunowa, którego wartości zmniejszają się. Wydaje się, że dołączenie do oceny kontroli posturalnej analizy przemieszczeń CoM w kierunku PD wnosi dodatkowe informacje i sprawia, że wnioskowanie jest bardziej kompleksowe. Warto wspomnieć, że inne badania potwierdzają odmienne zachowanie parametrów nieliniowych w kierunku PD, w porównaniu do tych notowanych dla kierunków AP i ML. Przykładem jest praca Błażkiewicz i in. (2019) analizująca łuczników amatorów i zawodowców oddających strzał do celu. Współczynnik SampEn w kierunku PD, liczony dla sygnału CoM, jako jedyny pokazał różnice istotne statystycznie pomiędzy między profesjonalistami a amatorami. Założone hipotezy mówiące o tym, że warunki wyłączonej kontroli wzrokowej w próbach stania na niestabilnym podłożu powodują znaczący wzrost wartości parametrów liniowych i nieliniowych oraz fakt, że analiza posturalna w przestrzeni wnosi dodatkowe informacje o przemieszczeniach środka masy ciała zostały potwierdzone.



Trzecim realizowanym celem w niniejszej pracy była ocena wpływu pola powierzchni podparcia na stabilność posturalną i symetrię obciążania stóp podczas wykonywania przysiadów<sup>4</sup>. Postawiono hipotezę, że przysiad na szerokiej podstawie podparcia (WS – wide squat) jest najbardziej złożonym przysiadem, w odniesieniu do tych wykonywanych na mniejszym polu powierzchni podparcia, co sprawia, że osiąga największe wartości parametrów nieliniowych i najmniejsze wartości liniowych. Spośród wielu dynamicznych aktywności człowieka, przysiad został wybrany ze względu na swoje wszechstronne zastosowanie zarówno w fizjoterapii, treningu przygotowania motorycznego, czy faktu, iż jest podstawową składową ruchu zmiany pozycji człowieka z stojącej na siedzącą. W danej pracy oceniane były trzy rodzaje przysiadów, w zależności od szerokości ustawienia stóp: wąski – stopy złączone (NS), neutralny – stopy ustawione na szerokość obręczy miedniczej (HS) i szeroki (odległość między stopami badanego równa długości trzech stóp) (WS). McKean i in. (2010) przeanalizowali przysiady typu HS i WS, a Lorezetti i in., (2018) analizowali 9 różnych pozycji stóp, w 9 rodzajach przysiadów – 3 z nich zostały powtórzone w niniejszej pracy<sup>4</sup>. W tym miejscu warto wspomnieć, że Kohn i in., (2021) udowodnili, że badani mający większe wartości przemieszczeń CoP mają słabszą kontrolę posturalną. Z drugiej strony, zwiększenie pola powierzchni podparcia powinno zwiększyć stabilność wykonywanych przysiadów. W przypadku przeprowadzonych badań<sup>4</sup>, wyniki były sprzeczne z wcześniej postawioną hipotezą mówiącą, że przysiad na szerokiej podstawie będzie cechował się najmniejszymi wartościami parametrów liniowych. Wszystkie liniowe parametry (długość drogi CoP, pole elipsy oraz prędkość CoP) miały istotnie wyższe wartości dla przysiadu na szerokiej podstawie, w porównaniu do pozostałych. Biorąc pod uwagę zwiększenie pola powierzchni podparcia – obecne w szerokim przysiadzie, wydaje się, że przemieszczenia CoP powinny ulec zmniejszeniu (obniżenie środka ciężkości ciała), natomiast uległy one istotnemu wzrostowi.

Analiza wartości parametrów nieliniowych pokazała poniższe zależności. Najwyższe wartości współczynnika entropii próbkowej zostały uzyskane w kierunku AP i ML dla przysiadu wykonywanego na szerokiej podstawie. Najniższe wartości entropii uzyskał przysiad HS – z stopami ustawionymi na szerokość obręczy miedniczej. Dodatkowo

---

<sup>4</sup> Kędziorek J., Błażkiewicz M. (2022). Influence of the base of support widths on postural control and feet loading symmetry during squat – preliminary study. Acta of Bioengineering and Biomechanics 24 (2), 55 – 63.

wartości SampEn były najwyższe dla kierunku AP w każdym z wykonywanych przysiadów. Na taki wynik mają wpływ fizjologicznie większe ruchomości stawów kończyn dolnych w płaszczyźnie strzałkowej oraz zwiększone pochylenie tułowia do przodu. Wysokie wartości entropii uzyskane podczas wykonywania przysiadu na szerokiej podstawie mogą wskazywać, że ruch ten jest najbardziej nieregularny, wymaga aktywacji większej ilości zespołów mięśniowych w porównaniu do pozostałych dwóch przysiadów (Lorenzetti i in., 2018). Comfort i in., (2018), i Paoli i in., (2009) również podkreślili, że przysiad na szerokiej podstawie wymaga aktywności dodatkowych zespołów mięśniowych, w tym mięśni przywodzicieli długich, co może uzasadniać zwiększoną złożoność tego ruchu, a tym samym zwiększone wartości entropii próbkowej. Kolejną miarą nieliniową wykorzystaną w badaniu<sup>4</sup> – był wymiar fraktalny, którego wartości zachowywały się podobnie jak entropia próbkowa. W przysiadzie WS, wymiar fraktalny miał istotnie wyższe wartości w kierunku AP, co może oznaczać zmianę w strategii kontroli posturalnej, występującej w tym ruchu na bardziej złożoną niż w pozostałych przysiadach<sup>4</sup>. Wyniki uzyskane dla wykładnika Lapunowa pokazują jego najwyższe wartości dla przysiadu WS w kierunku AP. Oznacza to, że uczestnicy badania utrzymywali stabilną postawę i dobrze sobie radzili z ewentualną destabilizacją. Niższe wartości LyE dla stania na wąskiej podstawie można interpretować jako zmniejszenie zakresów ruchomości i mniejszą mobilność w stawach kończyn dolnych w trakcie wykonywanego ruchu. Analiza rozkładu i symetrii obciążenia stóp w przysiadach uzupełniła powyższą analizę. Dla każdego z przysiadów wykazano istotnie wyższe wartości całkowitego obciążenia lewej stopy w porównaniu do prawej, co zostało również potwierdzone w pracy Teh i in., (2006). Da i in., (2015) wykazał, że osoby posiadające pronujące ustawienie stopy, istotnie bardziej obciążały śródstopie, w porównaniu do grup kontrolnych. Dionisio i in. (2008) oceniając przemieszczenia CoP w trakcie wykonywania przysiadu (faza zejścia w dół), wykazywał zwiększone przemieszczenia CoP w kierunku tyłostopia. W fazie pełnego zgięcia stawów biodrowych i kolanowych (pozycja niska przysiadu), CoP przemieszczał się w kierunku przodostopia. W niniejszej pracy obciążenia były we wszystkich typach przysiadów podobne zarówno dla przodo i tyłostopia. Prezentowane badania podkreślają, że w różnych rodzajach przysiadów, obciążenie stóp nie jest symetryczne. Warto również dodać, że w niniejszej

---

<sup>4</sup> Kędziorek J., Błażkiewicz M. (2022). Influence of the base of support widths on postural control and feet loading symmetry during squat – preliminary study. Acta of Bioengineering and Biomechanics 24 (2), 55 – 63.

pracy zostało pokazane, że asymetria wzrastała wraz z zwiększeniem pola powierzchni podparcia. Nie wykazano różnic istotnych statystycznie pomiędzy kobietami i mężczyznami, pomimo iż mężczyźni cechowali się istotnie wyższym wzrostem niż kobiety. Osoby biorące udział w badaniu były wysportowane i aktywne, zdolne do wykonania przysiadu w prawidłowy sposób. Pomimo tego, wykazano asymetrię w obciążeniu stóp w trakcie wykonywanego ruchu. Przywołując hipotezę badania, która zakładała, że przysiad na szerokiej podstawie jest najbardziej złożonym przysiadem i w związku z tym osiągnie największe wartości parametrów nieliniowych i najmniejsze liniowych zostaje ona częściowo odrzucona. Przysiad na szerokiej podstawie osiągnął najwyższe wartości zarówno parametrów nieliniowych jak i liniowych.

Czwartym celem niniejszej dysertacji była ocena związku pomiędzy stabilnością posturalną a cechami osobowości, który został zrealizowany za pomocą badania pilotażowego u młodych, zdrowych osób<sup>5</sup>. Hipoteza niniejszej pracy zakładała, że istnieje dodatnia korelacja pomiędzy wybranymi cechami osobowości a parametrami nieliniowymi w grupie zdrowych osób. Wykorzystując rosnący poziom trudności prób stabilności (od stania obunóż z oczami otwartymi, do stania jednoonóż z oczami zamkniętymi), oczekiwano wystąpienia korelacji pomiędzy parametrami nieliniowymi oceniającymi próby najtrudniejsze a pewnymi cechami osobowości. Pomimo podziału badanych na dwie podgrupy, jedną – w której dominowała wysoka Ekstrawersja i Ugodowość, oraz drugą – pozostałe osoby, nie zostały znalezione wysokie wartości korelacji pomiędzy parametrami opisującymi stabilność posturalną a dominującymi cechami osobowości. Warto jednak omówić zależności, które wystąpiły. W próbie stania obunóż z otwartymi oczami wystąpiły dwie, niskie korelacje: dla cechy Ugodowości i wartości SampEn\_ML ( $r = -0,37$ ) oraz SampEn\_AP i Otwartości ( $r = -0,44$ ). Te zależności pokazują, że im większa regularność sygnału i ilość poświęconej uwagi na zadanie motoryczne, tym mniejsza dominanta cechy Otwartości i Ugodowości. W próbie stania obunóż bez kontroli wzrokowej, wykazano 3 korelacje: dwie dla wymiaru fraktalnego i jedną dla wykładnika Lapunowa. Każda z nich była dla kierunku boczno-przyśrodkowego. Dla FD\_ML i cechy Neurotyczności osiągnięto korelację na poziomie ( $r = 0,47$ ). Natomiast, dla FD\_ML i cechy Sumienności osiągnięto korelację ujemną:  $r = -0,34$ . Wyniki pokazują, że wzrost

---

<sup>5</sup> Błażkiewicz M., Kędziorek J., Wit A. (2022). *The Relationship between personality and postural control in young adults – a pilot study*. Applied Sciences 12, 4978, 1 – 13.

złożoności sygnału CoP koreluje z osobami mającymi większy komponent Neurotyczności i niższy komponent Sumienności. Badani z niskimi wartościami cechy Ugodowości osiągnęli wyższe wartości wykładnika Lapunowa, którego wysokie wartości według Kędziorek i Błażkiewicz (2020) wskazują zdolność do szybkiej reakcji na destabilizację i wysoką elastyczność kontroli posturalnej. Zmniejszenie pola powierzchni podstawy w próbie stania na jednej kończynie wykazało istnienie średnich związków między parametrami nieliniowymi a cechami osobowości. Warto zwrócić uwagę na korelacje uzyskane dla wykładnika Lapunowa w kierunku ML i cechy Otwartości w próbie stania jednonóż z otwartymi oczami ( $r = 0,59$ ) oraz na korelację dla wykładnika Lapunowa w kierunku AP i cechy Otwartości dla tej samej próby ( $r = 0,53$ ). Wyniki te sugerują, że w miarę wzrostu cechy Otwartości, wzrastała szybkość reakcji ciała na destabilizację i bodźce zewnętrzne. W tej samej próbie obserwuje się również wzrastające wartości wymiaru fraktalnego wraz ze zmniejszającą się cechą Neurotyczności (korelacja  $r = -0,50$ ). W najtrudniejszej próbie – stania na jednej kończynie dolnej z oczami zamkniętymi wykładnik Lapunowa w kierunku AP wzrastał wraz z komponentą Otwartości badanych osób. W przeprowadzonym badaniu pilotażowym warto zwrócić uwagę na fakt, że najwięcej korelacji zanotowano dla wykładnika Lapunowa a najmniej dla entropii próbkowej. Analizując wszystkie cechy osobowości najwięcej korelacji wykazano dla cechy Otwartości. Uzyskane wyniki potwierdzają założoną hipotezę mówiącą o istnieniu dodatnich korelacji dla wybranych cech osobowości (Otwartość) i parametru nieliniowego (wykładnika Lapunowa) w próbie stania jednonóż z oczami otwartymi.

## 6. Wnioski

Współczynniki dynamiki nieliniowej pokazują więcej istotnych różnic w badaniach, w których uwzględnia się modyfikację ustawienia stóp na podłożu<sup>2</sup>, wyłączenie kontroli wzrokowej, zastosowanie niestabilnego podłoża<sup>3</sup>, modyfikację pola powierzchni postawy w aktywności przysiadu w porównaniu do miar liniowych<sup>4</sup>.

Parametr liniowy – długości drogi CoP wykazał mniejszą wrażliwość na zmiany warunków pomiarowych. Wraz z wyłączeniem kontroli wzrokowej i zmniejszeniem pola powierzchni podparcia, wartość tego parametru rosła, ale nie można interpretować tego jako „pogorszenie” stabilności. Utrzymywanie pozycji stania na jednej kończynie dolnej, czy w tandemie jest wyzwaniem dla układu nerwowo-mięśniowego. Takie warunki pomiaru pokazały dużą nieregularność sygnału a tym samym złożoną kontrolę posturalną. Jak potwierdzają doniesienia, osoby młode i zdrowe cechują się wyższymi wartościami miar nieliniowych zarówno w zadaniach prostych, jak i bardziej zaawansowanych motorycznie w porównaniu do osób starszych. Posiadając wysoki automatyzm kontroli posturalnej, organizm jest w stanie zareagować szybko i adekwatnie do bodźca destabilizującego.

Miary nieliniowe – zwłaszcza entropia próbkowa wykazują więcej różnic pomiędzy próbami u zdrowych, młodych osób. Biorąc to pod uwagę, można wnioskować, że parametry nieliniowe mogą wcześniej wykrywać i różnicować zmiany spowodowane np. wczesnym stadium choroby lub procesem starzenia się organizmu. Te zjawiska powodują deficyty w kontroli posturalnej człowieka, które testami klinicznymi czy miarami liniowymi będą nieidentyfikowalne, w przeciwieństwie do współczynników nieliniowych, które mogą wykazać je znacznie wcześniej. Włączenie parametrów nieliniowych do ewaluacji stabilności pacjentów wydaje się wartościowym uzupełnieniem podstawowej analizy.

Do badań stabilności posturalnej w trudnych lub niestandardowych warunkach pomiarowych uzasadnionym wydaje się zastosowanie systemów do trójwymiarowej

---

<sup>2</sup> Kędziorek J., Błażkiewicz M. (2020). *Ocena stabilności posturalnej w funkcji różnego ustawiania stóp na podłożu, przy wykorzystaniu miar dynamiki nieliniowej*. Aktualne Problemy Biomechaniki 19, 20 – 26.

<sup>3</sup> Kędziorek J., Błażkiewicz M., Kaczmarczyk K. (2022). *Using nonlinear measures to evaluate postural control in healthy adults during bipedal standing on an unstable surface*. Acta of Bioengineering and Biomechanics 24 (1), 9 – 17.

<sup>4</sup> Kędziorek J., Błażkiewicz M. (2022). *Influence of the base of support widths on postural control and feet loading symmetry during squat – preliminary study*. Acta of Bioengineering and Biomechanics 24 (2), 55 – 63.

analizy ruchu, w celu rejestracji i analizy zachowań sygnału CoM w kierunku proksymalno - dystalnym.

Ćwiczenie wykonywania przysiadu na szerokiej podstawie okazało się najbardziej złożone w porównaniu do dwóch pozostałych przysiadów (stopy razem i ustawione na szerokość obręczy miednicznej), zarówno dla kierunku AP jak i ML. Wykazano to, za pomocą wartości parametrów nieliniowych i symetrii całkowitego obciążenia stóp. Stwierdza się, że im większy dystans pomiędzy stopami podczas przysiadów, tym większa asymetria w ich obciążeniu.

Nie znaleziono istotnych, silnych związków między dominującymi cechami osobowości a parametrami nieliniowymi w analizowanych próbach stabilności<sup>5</sup>. Pomimo tego, istotnym wydaje się powtórzenie badań na większej liczbie osób, uwzględniając próby, które będą bardziej angażować układ nerwowo-mięśniowy niż te, które zostały wybrane w niniejszej dysertacji. Ponadto, ważnym aspektem wydaje się włączenie dodatkowych narzędzi w postaci kwestionariuszy psychologicznych, które oceniłyby poziom lęku i stresu badanych osób, biorąc pod uwagę fakt, iż ma on istotny wpływ na parametry kontroli posturalnej (Coco i in., 2015; Coco i in., 2020).

Warto podkreślić, że w literaturze nadal brakuje wartości normatywnych dla każdego z nieliniowych parametrów. Autorzy prac, w których używa się miar nieliniowych dokonują porównań pomiędzy grupami zdrowymi i kontrolnymi (osoby starsze lub chore), i na tej podstawie podejmowana jest interpretacja wartości danego współczynnika. W niniejszej dysertacji problem ten został częściowo rozwiązany w pracy przeglądowej<sup>1</sup>. Kędziorek i Błażkiewicz (2020) przytoczyły wartości minimalne i maksymalne znalezione w literaturze, dając tym samym numeryczną odpowiedź, co oznaczają wysokie i niskie wartości.

## Piśmiennictwo

- Baloh, R. W., K. M. Jacobson, J. A. Enrietto, S. Corona and V. Honrubia (1998). "Balance disorders in older persons: quantification with posturography." *Otolaryngol Head Neck Surg* 119(1): 89-92.
- Bernards, J. R., K. Sato, G. G. Haff and C. D. Bazyler (2017). "Current Research and Statistical Practices in Sport Science and a Need for Change." *Sports (Basel)* 5(4).
- Bhavsar, R., Helian, Na., Sun, Yi., Davey, N., Steffert, T., Mayor, D. (2018). "Efficient Methods for Calculating Sample Entropy in Time Series Data Analysis." *Procedia Computer Science* 145: 97-104
- Bieć, E., J. Zima, D. Wojtowicz, B. Wojciechowska-Maszkowska, K. Kręcisz and M. Kuczyński (2014). "Postural stability in young adults with Down syndrome in challenging conditions." *PLoS One* 9(4): e94247.
- Błaszczuk, J. W. and W. Klonowski (2001). "Postural stability and fractal dynamics." *Acta Neurobiol Exp (Wars)* 61(2): 105-112.
- Błażkiewicz, M., J. Kędziorek and A. Hadamus (2021). "The Impact of Visual Input and Support Area Manipulation on Postural Control in Subjects after Osteoporotic Vertebral Fracture." *Entropy (Basel)* 23(3).
- Błażkiewicz, M., J. Kędziorek and A. Hadamus (2021). "The impact of visual input and support area manipulation on postural control in subjects after osteoporotic vertebral fracture." *Entropy (Basel)* 23(3).
- Borg, F. G. and G. Laxaback (2010). "Entropy of balance-some recent results." *J Neuroeng Rehabil* 7: 38.
- Casabona, A., G. Leonardi, E. Aimola, G. La Grua, C. M. Polizzi, M. Cioni and M. S. Valle (2016). "Specificity of foot configuration during bipedal stance in ballet dancers." *Gait Posture* 46: 91-97.
- Cavanaugh, J. T., K. M. Guskiewicz and N. Stergiou (2005). "A nonlinear dynamic approach for evaluating postural control: new directions for the management of sport-related cerebral concussion." *Sports Med* 35(11): 935-950.
- Cimolin, V., M. Galli, C. Rigoldi, G. Grugni, L. Vismara, L. Mainardi and P. Capodaglio (2011). "Fractal dimension approach in postural control of subjects with Prader-Willi Syndrome." *J Neuroeng Rehabil* 8: 45.
- Coco, M., Fiore, SA., Perciavalle, V., Maci, T., Petralia, MC., Perciavalle, V. (2015). „Stress exposure and postural control in young females". *Mol. Med. Rep.*11: 2135-2140.

Coco, M., Buscemi, A., Pennisi, E., Cavallari, P., Papotto, G., Papotto, GMF., Perciavalle, V., Di Corrado, D., Perciavalle, V. (2020). „Postural control and stress exposure in young men: changes in cortisol awakening response and blood lactate". *Int. J. Environ. Res. Public Health* 17, 7222, 1-11.

Corriveau, H., R. Hebert, F. Prince and M. Raiche (2001). "Postural control in the elderly: an analysis of test-retest and interrater reliability of the COP-COM variable." *Arch Phys Med Rehabil* 82(1): 80-85.

Corriveau, H., Hebert, R., Prince, F., Raiche, M., (2000). "Intrasession reliability of the "center of pressure minus center of mass" variable of postural control in the healthy elderly." *Arch Phys Med Rehabil* 81(1): 45-48.

da Costa Barbosa, R. and M. F. Vieira (2017). "Postural Control of Elderly Adults on Inclined Surfaces." *Ann Biomed Eng* 45(3): 726-738.

Delignieres, D. and V. Marmelat (2012). "Fractal fluctuations and complexity: current debates and future challenges." *Crit Rev Biomed Eng* 40(6): 485-500.

Demir, S., Karaman, A., Ozetkin, SD., (2012). "Chaos Theory and Nursing." *International Journal of Caring Sciences* 12(2): 1225-1228.

Doherty, C., C. Bleakley, J. Hertel, B. Caulfield, J. Ryan and E. Delahunty (2014). "Balance failure in single limb stance due to ankle sprain injury: an analysis of center of pressure using the fractal dimension method." *Gait Posture* 40(1): 172-176.

Doherty, C., C. Bleakley, J. Hertel, B. Caulfield, J. Ryan and E. Delahunty (2014). "Postural control strategies during single limb stance following acute lateral ankle sprain." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 29(6): 643-649.

Donker, S. F., M. Roerdink, A. J. Greven and P. J. Beek (2007). "Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control." *Exp Brain Res* 181(1): 1-11.

Dooley, K. (2009). "The Butterfly Effect of the "Butterfly Effect"." *Nonlinear dynamics, psychology, and life sciences* 13: 279-288.

Downs, S. H. and N. Black (1998). "The feasibility of creating a checklist for the assessment of the methodological quality both of randomised and non-randomised studies of health care interventions." *J Epidemiol Community Health* 52(6): 377-384.

Doyle, T. L., E. L. Dugan, B. Humphries and R. U. Newton (2004). "Discriminating between elderly and young using a fractal dimension analysis of centre of pressure." *Int J Med Sci* 1(1): 11-20.



Doyle, T. L., R. U. Newton and A. F. Burnett (2005). "Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of pressure in young, healthy people." *Arch Phys Med Rehabil* 86(10): 2034-2040.

Doyle, T. L. A., E. L. Dugan, B. Humphries and R. U. Newton (2004). "Discriminating between elderly and young using a fractal dimension analysis of centre of pressure." *International journal of medical sciences* 1(1): 11-20.

Duarte, M. and S. M. Freitas (2010). "Revision of posturography based on force plate for balance evaluation." *Rev Bras Fisioter* 14(3): 183-192.

Dusing, S. C., T. Izzo, L. R. Thacker and J. C. Galloway (2014). "Postural complexity influences development in infants born preterm with brain injury: relating perception-action theory to 3 cases." *Phys Ther* 94(10): 1508-1516.

Dusing, S. C., T. A. Izzo, L. R. Thacker and J. C. Galloway (2014). "Postural complexity differs between infant born full term and preterm during the development of early behaviors." *Early Hum Dev* 90(3): 149-156.

Ebersbach, G., M. R. Dimitrijevic and W. Poewe (1995). "Influence of concurrent tasks on gait: a dual-task approach." *Percept Mot Skills* 81(1): 107-113.

Ellmers, T.J., Kal, E.C., Young, W.R. (2021). "Consciously processing balance leads to distorted perceptions on instability in older adults. *Journal of Neurology* 268(4):1374-1384.

Franco, F., Fleury, A., Diot, B., Vuillerme, N., "Applying entropy to human center of foot pressure data to assess attention investment in balance control" (2018). 40<sup>th</sup> International Engineering in Medicine and Biology Conference (IEEE EMBC 2018). Lipiec, Honolulu, USA.

Georgoulis, A. D., C. Moraiti, S. Ristanis and N. Stergiou (2006). "A novel approach to measure variability in the anterior cruciate ligament deficient knee during walking: the use of the approximate entropy in orthopaedics." *J Clin Monit Comput* 20(1): 11-18.

Ghofrani, M., G. Olyaei, S. Talebian, H. Bagheri and K. Malmir (2017). "Test-retest reliability of linear and nonlinear measures of postural stability during visual deprivation in healthy subjects." *J Phys Ther Sci* 29(10): 1766-1771.

Goldberg, L. R. (1992). "The development of markers for the Big-Five factor structure." *Psychological Assessment* 4(1): 26-42.

Goldberger, A. L., L. A. Amaral, L. Glass, J. M. Hausdorff, P. C. Ivanov, R. G. Mark, J. E. Mietus, G. B. Moody, C. K. Peng and H. E. Stanley (2000). "PhysioBank, PhysioToolkit,

and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals." *Circulation* 101(23): E215-220.

Goldberger, A. L., L. A. Amaral, J. M. Hausdorff, P. Ivanov, C. K. Peng and H. E. Stanley (2002). "Fractal dynamics in physiology: alterations with disease and aging." *Proc Natl Acad Sci U S A* 99 Suppl 1(Suppl 1): 2466-2472.

Goldberger, A. L., D. R. Rigney and B. J. West (1990). "Chaos and fractals in human physiology." *Sci Am* 262(2): 42-49.

Gorshkov, O. (2012). "Stabilogram diffusion analysis algorithm to estimate the Hurst exponent of high-dimensional fractals." *Journal of Statistical Mechanics: Theory and Experiment* 2012(04): P04014.

Gómez, C., Á. Mediavilla, R. Hornero, D. Abásolo and A. Fernández (2009). "Use of the Higuchi's fractal dimension for the analysis of MEG recordings from Alzheimer's disease patients." *Medical, Engineering & Physics* 31: 306-313.

Hansen, C., Q. Wei, J.-S. Shieh, P. Fourcade, B. Isableu and L. Majed (2017). "Sample Entropy, Univariate, and Multivariate Multi-Scale Entropy in Comparison with Classical Postural Sway Parameters in Young Healthy Adults." *Frontiers in Human Neuroscience* 11(206).

Higuchi, T. (1988). "Approach to an irregular time series on the basis of the fractal theory." *Physica D: Nonlinear Phenomena* 31(2): 277-283.

Hilborn, R. C. (2000). *Chaos and nonlinear dynamics : an introduction for scientists and engineers*. Oxford ; New York, Oxford University Press.

Hirsch, M. (1984). "The dynamical systems approach to differential equations." *Bull. Amer. Math. Soc. (N.S.)* 11(1): 1-64.

Higuchi, T. (1988). "Approach to an irregular time series on the basis of the fractal theory." *Physica D: Nonlinear Phenomena* 31: 277-283.

Horak, F. B. (2006). "Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?" *Age Ageing* 35 Suppl 2: ii7-ii11.

Horak, F. B., L. M. Nashner and H. C. Diener (1990). "Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss." *Exp Brain Res* 82(1): 167-177.

Huisinga, J. M., J. M. Yentes, M. L. Filipi and N. Stergiou (2012). "Postural control strategy during standing is altered in patients with multiple sclerosis." *Neurosci Lett* 524(2): 124-128.

- Hwang, S., P. Agada, T. Kiemel and J. J. Jeka (2016). "Identification of the Unstable Human Postural Control System." *Frontiers in Systems Neuroscience* 10.
- Katz, M. (1988). "Fractals and analysis of waveforms." *Computers in Biology and Medicine* 18: 145-156.
- Kędziołek, J. and M. Błażkiewicz (2020). "Nonlinear Measures to Evaluate Upright Postural Stability: A Systematic Review." *Entropy (Basel)* 22(12).
- Kelso, J. A. S. (1995). *Dynamic patterns : the self-organization of brain and behavior*. Cambridge, Mass., MIT Press.
- Kędziołek, J. and M. Błażkiewicz (2020). "Ocena stabilności posturalnej w funkcji różnego ustawienia stóp na podłożu przy wykorzystaniu miar dynamiki nieliniowej". *Aktualne Problemy Biomechaniki* 19: 20-26.
- Kędziołek, J., Błażkiewicz, M. (2020). "Nonlinear measures to evaluate upright postural stability: a systematic review." *Entropy* 22(12).
- Kędziołek, J. B., M.; Kaczmarczyk, K.; (2022). "Using nonlinear measures to evaluate postural control in healthy adults during bipedal standing on an unstable surface." *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 24(1).
- Khayat, O. and F. Nowshiravan-Rahatabad (2014). "Complex feature analysis of center of pressure signal for age-related subject classification." *Annals of Military & Health Sciences Research* 12(1): 2-7.
- Kuczyński, M., Podbielska, M.L., Bieć, D., Paluszak, A., Kręcisz, K. (2012). Podstawy oceny równowagi ciała: czyli co, w jaki sposób i dlaczego powinniśmy mierzyć?" . *Acta Bio-Optica et Informatica Medica* 4 (18): 243-249.
- Kuczyński, M., M. Szymańska and E. Bieć (2011). "Dual-task effect on postural control in high-level competitive dancers." *J Sports Sci* 29(5): 539-545.
- Kuczyński, M. (2003). *Model lepko-sprężysty w badaniach stabilności postawy człowieka*. Studia i Monografie. AWF Wrocław. AWF Wrocław, Wydawnictwo Akademii Wychowania Fizycznego.
- Kumar, A. (2012). "Chaos theory: impact on and applications in medicine." *Journal of Health and Allied Sciences NU* 2(4).
- Ladislao, L. and S. Fioretti (2007). "Nonlinear analysis of posturographic data." *Med Biol Eng Comput* 45(7): 679-688.

Lafond, D., A. Champagne, M. Descarreaux, J. D. Dubois, J. M. Prado and M. Duarte (2009). "Postural control during prolonged standing in persons with chronic low back pain." *Gait Posture* 29(3): 421-427.

Le Clair, K. and C. Riach (1996). "Postural stability measures: what to measure and for how long." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 11(3): 176-178.

Liau, B., Wu, F., Lung, C., Zhang, X., Wang, X., Jan, Y. (2019). Complexity-Based Measures of Postural Sway during Walking at different Speeds and Durations Using Multiscale Entropy. *Entropy*, 21 (11), 1128.

Lipsitz, L. A. (2002). "Dynamics of stability: the physiologic basis of functional health and frailty." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 57(3): B115-125.

List, R., T. Gulay, M. Stoop and S. Lorenzetti (2013). "Kinematics of the trunk and the lower extremities during restricted and unrestricted squats." *J Strength Cond Res* 27(6): 1529-1538.

Liu, K., H. Wang and J. Xiao (2015). "The Multivariate Largest Lyapunov Exponent as an Age-Related Metric of Quiet Standing Balance." *Comput Math Methods Med* 2015: 309756.

Lobo da Costa, P. H., E. Verbecque, A. Hallemaans and M. F. Vieira (2019). "Standing balance in preschoolers using nonlinear dynamics and sway density curve analysis." *J Biomech* 82: 96-102.

Madeleine, P., M. Nielsen and L. Arendt-Nielsen (2011). "Characterization of postural control deficit in whiplash patients by means of linear and nonlinear analyses - A pilot study." *J Electromyogr Kinesiol* 21(2): 291-297.

Maitre, J., I. Serres, L. Lhuisset, J. Bois, Y. Gasnier and T. Paillard (2015). "Regular physical activity reduces the effects of Achilles tendon vibration on postural control for older women." *Scand J Med Sci Sports* 25(1): e82-88.

Manor, B., M. D. Costa, K. Hu, E. Newton, O. Starobinets, H. G. Kang, C. K. Peng, V. Novak and L. A. Lipsitz (2010). "Physiological complexity and system adaptability: evidence from postural control dynamics of older adults." *J Appl Physiol* (1985) 109(6): 1786-1791.

Maragos, P. and F. Sun (1983). "Measuring the fractal dimension of signals: morphological covers and iterative optimization." *IEEE Transactions on Signal Processing* 41: 108-121.

May, R. M. (1976). "Simple mathematical models with very complicated dynamics." *Nature* 261(5560): 459-467.

Markovic, G., Mikulic, P., Kern, H., Sarabon, N, (2014). „Intra-session reliability of traditional and nonlinear time-series posturographic measures in a semi-tandem stance: A reference to age". *Measurement* 51: 124-132.

Mehdikhani, M., N. Khalaj, T. Y. Chung and M. Mazlan (2014). "The effect of feet position on standing balance in patients with diabetes." *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 228(8): 819-823.

Moon, F. C. H., P.J.; (1979). "A magnetoelastic strange attractor." *Journal of Sound and Vibration* 65(2): 275-296.

Moretto, G. F., F. B. Santinelli, T. Penedo, L. Mochizuki, N. M. Rinaldi and F. A. Barbieri (2021). "Prolonged Standing Task Affects Adaptability of Postural Control in People With Parkinson's Disease." *Neurorehabil Neural Repair* 35(1): 58-67.

Motta, S. P., F.; (2013). "Mathematical modeling of biological systems." *Briefings in Bioinformatics* 14(4): 411-422.

Mpitsos, G. J. (1994). "The chaos user's tool kit." *Integr Physiol Behav Sci* 29(3): 307-310.

Muelas Perez, R., R. Sabido Solana, D. Barbado Murillo and F. J. Moreno Hernandez (2014). "Visual availability, balance performance and movement complexity in dancers." *Gait Posture* 40(4): 556-560.

Myer, G. D., A. M. Kushner, J. L. Brent, B. J. Schoenfeld, J. Hugentobler, R. S. Lloyd, A. Vermeil, D. A. Chu, J. Harbin and S. M. McGill (2014). "The back squat: A proposed assessment of functional deficits and technical factors that limit performance." *Strength Cond J* 36(6): 4-27.

Newell, K. M., S. M. Slobounov, E. S. Slobounova and P. C. Molenaar (1997). "Stochastic processes in postural center-of-pressure profiles." *Exp Brain Res* 113(1): 158-164.

Paillard, T. and F. Noe (2015). "Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects." *Biomed Res Int* 2015: 891390.

Palakurthi, B. and S. P. Burugupally (2019). "Postural Instability in Parkinson's Disease: A Review." *Brain Sci* 9(9).

Patel, M., P. A. Fransson, R. Johansson and M. Magnusson (2011). "Foam posturography: standing on foam is not equivalent to standing with decreased rapidly adapting mechanoreceptive sensation." *Exp Brain Res* 208(4): 519-527.

Petrosian, A. (1995). "Kolgomorov complexity of finite sequences and recognition of different preictal EEG patterns." *Proceedings IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems*: 212-217.

Pierce, S. R., A. C. Paremski, J. Skorup, N. Stergiou, B. Senderling and L. A. Prosser (2020). "Linear and Nonlinear Measures of Postural Control in a Toddler With Cerebral Palsy: Brief Report." *Pediatr Phys Ther* 32(1): 80-83.

Potvin-Desrochers, A., N. Richer and Y. Lajoie (2017). "Cognitive tasks promote automatization of postural control in young and older adults." *Gait Posture* 57: 40-45.

Potvin-Desrochers, A. R., N. Lajoie, Y. (2017). "Cognitive task promote automatization of postural control in young and older adults." *Gait Posture* 57: 40-45.

Promsri, A., T. Haid and P. Federolf (2018). "How does lower limb dominance influence postural control movements during single leg stance?" *Human movement science* 58: 165-174.

Qiu, H., Shuping, X. (2015). "Center of pressure based postural sway measures: reliability and ability to distinguish between age, fear of falling and fall history." *Int J Ind Ergon* 47: 37-44.

Qiu, H, S. X. (2015). "Center of pressure based postural sway measures: Reliability and ability to distinguish between age, fear of falling and fall history." *International Journal of Industrial Ergonomics* 47: 37-44.

Quek, J., S. G. Brauer, R. Clark and J. Treleaven (2014). "New insights into neck-pain-related postural control using measures of signal frequency and complexity in older adults." *Gait Posture* 39(4): 1069-1073.

Quek J., B. S. G., Clark R., Treleaven J. (2014). "New insights into neck-pain-related postural control using measures of signal frequency and complexity in older adults." *Gait & Posture* 39: 1069-1073.

Raffalt, P. C., M. E. Spedden and S. S. Geertsen (2019). "Dynamics of postural control during bilateral stance - Effect of support area, visual input and age." *Hum Mov Sci* 67: 102462.

Ramdani, S., B. Seigle, D. Varoqui, F. Bouchara, H. Blain and P. L. Bernard (2011). "Characterizing the dynamics of postural sway in humans using smoothness and regularity measures." *Ann Biomed Eng* 39(1): 161-171.

Ramdani, S., G. Tallon, P. L. Bernard and H. Blain (2013). "Recurrence quantification analysis of human postural fluctuations in older fallers and non-fallers." *Ann Biomed Eng* 41(8): 1713-1725.

- Reinert, S. S., Jackson K., Bigelow K., (2014). "Using posturography to examine the immediate effects of vestibular therapy for children with autism dpectrum disorders: a feasibility study." *Physical & Occupational Therapy in Pediatrics*: 1-16.
- Reinert, S. S., A. L. Kinney, K. Jackson, W. Diestelkamp and K. Bigelow (2017). "Age Stratification and Sample Entropy Analysis Enhance the Limits of Stability Tests for Older Adults." *J Appl Biomech* 33(6): 419-423.
- Richman, J. S. and J. R. Moorman (2000). "Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy." *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 278(6): H2039-2049.
- Rigoldi, C., V. Cimolin, F. Camerota, C. Celletti, G. Albertini, L. Mainardi and M. Galli (2013). "Measuring regularity of human postural sway using approximate entropy and sample entropy in patients with Ehlers-Danlos syndrome hypermobility type." *Res Dev Disabil* 34(2): 840-846.
- Roerdink, M., M. De Haart, A. Daffertshofer, S. F. Donker, A. C. Geurts and P. J. Beek (2006). "Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke." *Exp Brain Res* 174(2): 256-269.
- Roerdink, M., P. Hlavackova and N. Vuillerme (2011). "Center-of-pressure regularity as a marker for attentional investment in postural control: a comparison between sitting and standing postures." *Hum Mov Sci* 30(2): 203-212.
- Rugelj, D., G. Gomiscek and F. Sevsek (2014). "The influence of very low illumination on the postural sway of young and elderly adults." *PLoS One* 9(8): e103903.
- Rugelj D., S., F., (2007). Analysis of postural sway data of elderly subjects. 6th WSEAS International Conference on Signal Processing, Robotics and Automation. Corfu Island, Greece, WSEAS World Scientific Engineering Academy and Society.
- Scoppa, F., R. Capra, M. Gallamini and R. Shiffer (2013). "Clinical stabilometry standardization: basic definitions--acquisition interval--sampling frequency." *Gait Posture* 37(2): 290-292.
- Sempere-Rubio, N., J. Lopez-Pascual, M. Aguilar-Rodriguez, S. Cortes-Amador, G. Espi-Lopez, I. Villarrasa-Sapina and P. Serra-Ano (2018). "Characterization of postural control impairment in women with fibromyalgia." *PLoS One* 13(5): e0196575.
- Snoussi, H., D. Hewson and J. Duchene (2009). "Nonlinear chaotic component extraction for postural stability analysis." *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2009: 31-34.

- Stins, J. F., A. Ledebt, C. Emck, E. H. van Dokkum and P. J. Beek (2009). "Patterns of postural sway in high anxious children." *Behav Brain Funct* 5: 42.
- Strus, W., J. Ciecuch and T. Rowiński (2014). "Polska adaptacja kwestionariusza IPIP-BFM-50 do pomiaru pięciu cech osobowości w ujęciu leksykalnym." 17: 327-346.
- Sun, R., K. L. Hsieh and J. J. Sosnoff (2019). "Fall Risk Prediction in Multiple Sclerosis Using Postural Sway Measures: A Machine Learning Approach." *Sci Rep* 9(1): 16154.
- Szafraniec, R., J. Barańska and M. Kuczyński (2018). "Acute effects of core stability exercises on balance control." *Acta Bioeng Biomech* 20(4): 145-151.
- Tang, L., H. Lv, F. Yang and L. Yu (2015). "Complexity testing techniques for time series data: A comprehensive literature review." *Chaos, Solitons & Fractals* 81: 117-135.
- Tahiyat, MM., Shoukat Choudhury, M.A.A., (2015). "Linear or nonlinear? Comparing measures of nonlinearity". 12<sup>th</sup> International Symposium on Process Systems Engineering and 25<sup>th</sup> European Symposium on Computer Aided Process Engineering. Copenhagen, Denmark.
- Tassani, S., J. M. Font-Llagunes, M. A. Gonzalez Ballester and J. Noailly (2019). "Muscular tension significantly affects stability in standing posture." *Gait Posture* 68: 220-226.
- Teasdale, N., C. Bard, J. LaRue and M. Fleury (1993). "On the cognitive penetrability of posture control." *Exp Aging Res* 19(1): 1-13.
- Thelen, E. S., L.B. (2006). *Dynamic systems Theories*, John Wiley and Sons Inc.
- Wolf, A., J. B. Swift, H. L. Swinney and J. A. Vastano (1985). "Determining Lyapunov exponents from a time series." *Physica* 16D: 285-317.
- Yamada, N. (1995). "Chaotic swaying of the upright posture." *Hum Mov Sci* 14: 711-726.



## Spis Rycin i Tabel

Ryc. 1. Zależność chaosu od układów dynamicznych i układów nieliniowych (Moon, 1979).....	22
Ryc. 2. Ustawienie stóp podczas pomiarów: a) stanie obunóż (2eo), b) stanie jedenonóż (1eo), c) stanie w tandemie (teo). ....	40
Ryc. 3. a) Urządzenie Biodex Balance System z platformą pomiarową na wysokości 54 cm nad podłożem. b) Trzy, losowe pozycje utrzymywane przez badanych na platformie Biodex Balance System. Od strony lewej badany prezentuje pozycję stabilną, następnie zwiększone.....	41
Ryc. 4. Schemat umieszczenia 34 markerów dla modelu Full Body Plug-In-Gait (SACR). ....	42
Ryc. 5. Rycina obrazująca ustawienie stóp podczas wykonywania przysiadów: a) stanie na wąskiej podstawie – narrow stance (NS), b) pozycja stojąca na szerokość stawów biodrowych - hip stance (HS); c) rozstaw stóp szerszy niż na szerokość stawów biodrowych – wide squat (WS); d) fazy wykonywania ruchu w jednostce czasu. ....	44
Ryc. 6. Wartości średnie i odchylenia standardowe: a) długości drogi CoP – CoP path length, b) miar nieliniowych, c) średnich wartości miar nieliniowych liczonych z dwóch kierunków podczas wykonywanych prób 2eo, 1eo i teo, gdzie: ML – kierunek boczno-przyśrodkowy, AP – kierunek przednio-tylny, * - różnice istotne statystycznie $p \leq 0,05$ ..	54
Ryc. 7. Wykres ramka-wąsy obrazujące wpływ kontroli wzrokowej i kierunku na wartości parametrów nieliniowych: a), d) entropia próbkowa (SampEn); b), e) wymiar fraktalny (FD); c), f) wykładnik Lapunowa (LyE). Czerwona linia wewnątrz pudełka oznacza wartość mediany a krańcowe brzegi wyznaczają 25 i 75 percentyl. Wąsy sięgają do najbardziej ekstremalnych punktów dla analizowanych danych.....	57
Ryc. 8. Wpływ kontroli wzrokowej i kierunku wychyleń na wartości parametrów nieliniowych: a) entropia próbkowa (SampEn), b) wymiar fraktalny (FD), c) wykładnik Lapunowa (LyE), 2eo – oczy otwarte, 2ec – oczy zamknięte, AP – kierunek przednio-tylny, ML – kierunek boczno-przyśrodkowy, PD – kierunek proksymalno-dystalny. ....	58
Ryc. 9. Średnie wartości i odchylenia standardowe dla parametrów liniowych: a) CoP path length, b) pole powierzchni elipsy - Area95, c) prędkość przemieszczeń CoP – CoP velocity; dla parametrów nieliniowych: d) entropia próbkowa (SampEn), e) wymiar	

fraktalny (FD), f) wykładnik Lapunowa (LyE); gdzie: AP – kierunek przednio-tylny, ML – boczno-przyśrodkowy, * - oznacza różnice istotne statystycznie ( $p \leq 0,05$ ). .....	60
Ryc. 10. Wartości parametrów symetrii obciążenia dla prawej i lewej kończyny podczas wykonywania przysiadu na wąskiej podstawie (NS), na szerokość obręczy biodrowej (HS) i na szerokiej podstawie (WS) dla: a) Forefoot pressure [%] – nacisk dla przodostopia; b) Backfoot pressure [%] – nacisk dla tyłostopia; c) Total pressure – całkowite obciążenie [%] d) indeks symetrii policzony dla kończyn każdego parametru obciążenia, dla każdego typu przysiadu, gdzie * - oznacza różnicę istotną statystycznie ( $p \leq 0,05$ ). .....	62
Ryc. 11. Wykresy ramka-wąsy wyników dla cech osobowości, zawierające liczbę uczestników z wysokimi i niskimi wynikami dla danej cechy osobowości. Czerwona linia wewnątrz pudełka oznacza wartość mediany a krańcowe brzegi wyznaczają 25 i 75 percentyl. Wąsy sięgają do najbardziej ekstremalnych punktów dla analizowanych danych. ....	63
Ryc. 12. Wykresy pudełkowe parametrów nieliniowych i liniowych dla prób pomiarowych (2eo, 2ec, 1eo, 1ec); gdzie 2eo – stanie obunóż z oczami otwartymi, 2ec – stanie obunóż z oczami zamkniętymi, 1eo – stanie jednonóż oczami otwartymi, 1ec – stanie jednonóż z oczami zamkniętymi. a) entropia próbkowa w kierunku boczno-przyśrodkowym (SampEn_ML), b) entropia próbkowa w kierunku przednio-tylnym (SampEn_AP), c) wymiar fraktalny w kierunku boczno-przyśrodkowym (FD_ML), d) wykładnik Lapunowa w kierunku boczno-przyśrodkowym (LyE_ML), e) wykładnik Lapunowa obliczony w kierunku przednio-tylnym (LyE_AP), f) Długość ścieżki CoP path length. * - oznacza różnice istotne statystycznie ( $p \leq 0,05$ ). .....	65
Tabela 1. Interpretacja niskich i wysokich wartości współczynników nieliniowych.....	28
Tabela 2. Charakterystyka grup badanych – średnie i odchylenia standardowe wartości parametrów antropometrycznych. ....	39
Tabela 3. Pięć głównych czynników osobowości opartych na tzw. Wielkiej Piątce. Charakterystyka na podstawie (Strus i in., 2014). ....	45
Tabela 4. Interpretacja uzyskanych wartości korelacji Spearman'a. ....	52
Tabela 5. Średnie wartości i odchylenie standardowe indeksów stabilności eksportowanych z platformy Biodex Balance System, parametru $CoM_{pathlength}$ , parametrów CoM dla przemieszczeń w każdej płaszczyźnie i wartości normatywne dla badanej grupy; * - oznacza różnicę istotną statystycznie ( $p < 0,05$ ). ....	56

Tabela 6. Obraz interakcji kontroli wzrokowej i kierunku wychyleń dla średnich i odchyłeń standardowych parametrów nieliniowych, gdzie: * - różnice istotne statystycznie, $p < 0,05$ . 2eo – stanie obunóż z oczami otwartymi, 2ec – stanie obunóż z oczami zamkniętymi, AP – kierunek przednio-tylny, ML – kierunek boczno-przyśrodkowy, PD – kierunek proksymalno-dystalny. ....	59
Tabela 7. Istotne wartości korelacji rang Spearmana pomiędzy cechami osobowości a parametrami nieliniowymi w poszczególnych próbach ( $p \leq 0,05$ ). ....	66

## **Kopie opublikowanych prac wchodzących w skład cyklu publikacji**

## **Kopie pozostałych opublikowanych prac naukowych**

# Zgoda na badania Komisji Etycznej

Senacka Komisja ds. Etyki Badań Naukowych  
Akademia Wychowania Fizycznego  
JÓZEFA PIŁSUDSKIEGO w Warszawie  
00-908 Warszawa 43, tel. pocz. 55  
ul. Marymoncka 34, tel. 224-35-14

SENACKA KOMISJA ETYKI BADAŃ NAUKOWYCH  
AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO  
JÓZEFA PIŁSUDSKIEGO  
Warszawa, ul. Marymoncka 34

## OPINIA O ZGODNOŚCI PROJEKTU BADAŃ NAUKOWEGO Z ZASADAMI ETYCZNYMI

Tytuł badania (pełny i skrócony, jeśli dotyczy)

Zastosowanie współczynników dynamiki nieliniowej do oceny stabilności posturalnej w różnych warunkach pracy układu nerwowego.

Kierownik badania

Imię i nazwisko: dr hab. Prof. AWF Michałina Błażkiewicz  
Stopień/tytuł naukowy: dr hab.  
Stanowisko: profesor  
Kierunek/stopień/rok studiów (dot. studenta/doktoranta):  
Uczelnia/Wydział/Katedra/Zakład: AWF Warszawa/ Wydział Rehabilitacji

Po uważnym zapoznaniu się z przedłożoną dokumentacją projektu w/w badania naukowego, Komisja Etyki Badań Naukowych wydała:

- POZYTYWNA OPINIE** o zgodności tego projektu badania naukowego z zasadami etycznymi. Komisja stwierdziła, że projekt jest zgodny ze standardami etyki badań naukowych i może być realizowany.
- WARUNKOWO POZYTYWNA OPINIE** o zgodności tego projektu badania naukowego z zasadami etycznymi. Komisja stwierdziła, że projekt może być realizowany pod warunkiem, że we wskazanym niżej terminie Wnioskodawca wprowadzi do niego wskazane zmiany i przedłoży poprawiony projekt Komisji do ponownego zaopiniowania w trybie § 10 Regulaminu Komisji.
- NEGATYWNA OPINIE** o zgodności tego projektu badania naukowego z zasadami etycznymi. Komisja stwierdziła, że projekt nie spełnia podstawowych standardów etyki badań naukowych i nie może być realizowany.

Uzasadnienie opinii/Określenie warunków dla opinii warunkowo pozytywnej

Projekt zgodny z zasadami etyki badań naukowych.

Warszawa, 15.04.2020 r.  
SKE 01-09/2020

Podpis przewodniczącego Senackiej Komisji  
Etyki Badań Naukowych

PRZEWODNICZĄCA  
Senackiej Komisji  
Etyki Badań Naukowych  
Prof. dr hab. Alicja Trzaska-Fiszor

## Załączniki – wykaz wystąpień na konferencjach

### Wystąpienia czynne na konferencjach naukowych

1. **Kędziorek J.**, Łach P., Błażkiewicz M., Ocena stabilności posturalnej i ryzyka upadków w cyklu dobowym”. XIV Sympozjum „Analiza Ruchu teoria i praktyka w zastosowaniach klinicznych”. Instytut Pomnik Centrum Zdrowia Dziecka, Warszawa, 2019.
2. **Kędziorek J.**, Błażkiewicz M., Ocena stabilności posturalnej u osób po osteoporotycznych złamaniach kręgosłupa”. XV Sympozjum, „ Analiza Ruchu – teoria i praktyka w zastosowaniach klinicznych”. Instytut Pomnik Centrum Zdrowia Dziecka, Warszawa, 06/03/2020.
3. **Kędziorek J.**, Błażkiewicz M., Skowrońska M., Wpływ długości czasu stania na stabilność i kontrolę posturalną”. XVI Sympozjum Analiza Ruchu – teoria i praktyka w zastosowaniach klinicznych”. Instytut Pomnik Centrum Zdrowia Dziecka, Warszawa, 05/03/2021.
4. **Kędziorek J.**, Błażkiewicz. „Parametry nieliniowe jako narzędzie do oceny kontroli posturalnej człowieka – przegląd piśmiennictwa”. Wiosna z Fizjoterapią 2021 – konferencja Studenckich Kół Naukowych, Warszawski Uniwersytet Medyczny, Warszawa, 24/04/2021, wygrana w kategorii Najlepsza Praca Przeglądowa w sesji plakatowej.
5. **Kędziorek J.**, Błażkiewicz M. „, Impact of personality on postural control – a pilot study”. The XXVIII Congress of the International Society of Biomechanics, 25-29/07/2021.
6. **Kędziorek J.**, Błażkiewicz M. „Effect of various stance widths on postural control during squat”. Biomechanics 2020 – International Conference of the Polish Society of Biomechanics, Warsaw, 09-10/09/2021.
7. **Kędziorek J.**, Błażkiewicz M., Kaczmarczyk K. „Using nonlinear measures to evaluate postural control in healthy adults during bipedal surface on an unstable surface”. Biomechanics 2020 – International Conference of the Polish Society of Biomechanics, Warsaw, 09-10/09/2021.

8. **Kedziorek J.**, Turemka M., Błażkiewicz M. Ogólnopolska Konferencja Studenckich Kół Naukowych. „Wpływ ustawienia siodełka rowerowego na parametry kinematyczne kończyn dolnych – analiza przypadku”, Warszawa, 27/05/2022.
9. **Kedziorek J.**, Turemka M. „Porównanie wybranych parametrów kinematycznych chodu za pomocą analizy markerowej, bezmarkerowej i hybrydowej – analiza przypadku”, XVIII Sympozjum Analizy Ruchu – teoria i praktyka w zastosowaniach klinicznych, Instytut Pomnik Centrum Zdrowia Dziecka, Warszawa, 03/03/2023.