

KATEDRA BIOMECHATRONIKI
WYDZIAŁ INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ



Politechnika
Śląska

**Ocena zmian wybranych mechanizmów kontroli
posturalnej w odpowiedzi na rzeczywiste i wirtualne
bodźce prowadzące do wytrącenia z równowagi**

mgr inż. Marta CHMURA

PROMOTOR

dr hab. inż. Jacek JURKOJC, prof. PŚ

PROMOTOR POMOCNICZY

dr inż. Piotr WODARSKI

Zabrze 2024

Poszerzone streszczenie w języku polskim

Wprowadzenie

Zdolność utrzymywania równowagi jest kluczowym elementem codziennego funkcjonowania człowieka. Wpływa ona na niezależność w wykonywaniu czynności dnia codziennego, możliwość samodzielnego poruszania się czy też szeroko pojętą jakość życia. Utrzymywanie równowagi to złożony proces angażujący między innymi układ przedsionkowy, układ wzrokowy oraz układ proprioceptywny. Układ przedsionkowy jest zlokalizowany w uchu wewnętrznym i składa się z kanałów półkolistych oraz woreczka i łagiewki, które reagują na przyspieszenie głowy [1]. Zmysł wzroku dostarcza informacji o otaczającym świecie, takich jak natężenie światła, położenie obiektów w zasięgu wzroku czy położenie widocznych części ciała. Układ proprioceptywny dostarcza sensorycznych informacji o wzajemnym położeniu części ciała względem siebie. Zakończenia czuciowe proprioceptorów są wrażliwe na deformację. Istnieje kilka grup proprioceptorów, które są szczególnie ważne dla kontroli ruchu. Są one wrażliwe na zmienne fizyczne, takie jak pozycja stawu, długość, prędkość skurczu i siła mięśnia. Integracja informacji z wcześniej wymienionych układów jest niezbędna do utrzymania równowagi. Zaburzenia któregokolwiek z tych układów mogą prowadzić do problemów ze zdolnością utrzymywania równowagi i zwiększonego ryzyka upadków. Zaburzenia w zdolności utrzymywania równowagi mogą być wynikiem chorób układu nerwowego, procesu starzenia się, przedsionkowych zaburzeń równowagi, zaburzeń w czuciu w stopach w wyniku cukrzycy lub obrażeń narządu ruchu [1,2]. Zaburzona zdolność utrzymywania równowagi może prowadzić do upadków, które skutkując urazami, mogą dodatkowo pogorszyć stan zdrowia [3]. Upadki oraz powstałe w ich wyniku obrażenia są jedną z głównych przyczyn hospitalizacji osób starszych, co w efekcie może prowadzić do utraty mobilności oraz utraty samodzielności życiowej [4]. W związku z tym, kluczowe dla poprawy jakości życia, szczególnie w populacji starszej oraz wśród osób z chorobami przewlekłymi, jest monitorowanie i poprawa zdolności utrzymywania równowagi, a przez to ograniczenie ryzyka upadków.

Utrzymanie stabilnej postawy ciała jest dynamicznym procesem wymagającym ciągłej kontroli oraz korekt pozycji środka masy w celu utrzymania równowagi podczas wykonywania czynności życia codziennego. Proces utrzymywania równowagi opiera się na procesach związanych z przygotowaniem posturalnym (PA) oraz procesem kompensacji posturalnej w odpowiedzi na bodziec destabilizujący. Przygotowanie posturalne występuje tuż przed zaburzeniem posturalnym, a jego rolą jest wyeliminowanie lub minimalizacja negatywnych skutków utraty równowagi. Natomiast korekty kompensacyjne mają na celu przywrócenie równowagi ciała tuż po wystąpieniu zaburzenia [5, 6, 7]. Mechanizmy kontroli postawy mogą być wczesne (ang. early postural adjustment – EPA) – występujące ok 600-400 ms przed zaburzeniem, przygotowujące ciało na nadchodzące zaburzenie, antycypacyjne (ang. anticipatory postural adjustment – APA) – występujące ok 150 ms przed do 50 ms po wystąpieniu zaburzenia, przygotowujące do przeciwstawienia się zaburzeniu, lub kompensacyjne (ang. compensatory postural adjustment – CPA) występujące ok 70-300ms po wystąpieniu zaburzenia, przywracające równowagę po zaburzeniu [8, 9, 10]. Występowanie wyżej opisanych mechanizmów objawia się głównie zmianą aktywności mięśniowej mięśni posturalnych [8], przemieszczeniem poszczególnych segmentów ciała, przemieszczeniem środka masy (COM) lub środka nacisku stóp (COP) [6]. Bodźce wywołujące PA można podzielić na dwa typy – pierwszy, związany z dobrowolnym zainicjowaniem ruchu [11] oraz drugi, zewnętrzny, pochodzący z otaczającego środowiska, często prowadzący do destabilizacji [5]. Badania sugerują, że bodziec zewnętrzny może wywołać APA, pod warunkiem, że osoba badana wie, kiedy wystąpi zaburzenie [8, 10]. W kontekście rehabilitacji i terapii, zrozumienie tych mechanizmów jest kluczowe, ze względu na potrzebę identyfikacji specyficznych deficytów w systemie kontroli równowagi pacjenta [12, 13], redukcji ryzyka upadków [4, 14] i monitorowania postępów rehabilitacji [15].

Naukowcy korzystają z różnorodnych sposobów, które umożliwiają ocenę zdolności utrzymywania równowagi. Najczęściej stosowana jest metoda bazująca na analizie przemieszczeń środka nacisku stóp. Wielkości opisujące zdolność utrzymywania stabilnej postawy ciała na podstawie przemieszczeń COP najczęściej analizowane są w dziedzinie czasu [16, 17] i w dziedzinie częstotliwości [18, 19]. Do najpopularniejszych

wielkości w dziedzinie czasu należą: długość ścieżki COP, średnia prędkość COP, pole powierzchni elipsy COP oraz zakresy ruchu COP w kierunkach przednio-tylnym (AP) i środkowo-bocznym (ML). Testy mogą również obejmować określenie pozycji COM, ruchów głowy oraz wartości przyspieszenia tułowia [20]. W literaturze opisywane są także dużo rzadziej używane metody, takie jak analiza z wykorzystaniem rozkładu falkowego [21, 22, 23] czy też analizy probabilistyczne oparte na entropii [24].

Analizy w dziedzinie częstotliwości rozszerzają analizy w dziedzinie czasu o identyfikację składowych cyklicznych, które pojawiają się w sygnale COP. Analizy częstotliwościowe mogą ujawnić subtelne zmiany, które są trudno zauważalne w standardowych analizach opartych na wielkościach w dziedzinie czasu. Mogą one odgrywać rolę w opracowywaniu nowych metod diagnostyki w przypadku analizy zdolności utrzymywania równowagi w sytuacji konfliktu sensorycznego – zarówno w świecie rzeczywistym jak i przy wykorzystaniu wirtualnej rzeczywistości. Technologia wirtualnej rzeczywistości w ostatnich latach zyskuje na popularności, a dzięki rozwojowi techniki jest coraz szerzej dostępna. Wykorzystanie trójwymiarowych obrazów pozwala na wygenerowanie środowiska i bodźców, które byłyby trudne do wytworzenia w rzeczywistym świecie. Dodatkowo, szerokie możliwości przygotowania scenariuszy umożliwiają dostosowanie procesu diagnostycznego i rehabilitacyjnego do konkretnego przypadku i umiejętności pacjenta. Sprawia to, że technologia wirtualnej rzeczywistości jest coraz częściej wykorzystywana w rehabilitacji czy diagnostyce, w tym schorzeń związanych z osłabioną zdolnością utrzymywania równowagi. Szczególnie przydatne w tym przypadku wydają się badania w sytuacji konfliktu bodźców sensorycznych. W takiej sytuacji poszczególne zmysły otrzymują sprzeczne informacje, a osoba badana jest poddawana bodźcom, które bezpośrednio lub pośrednio destabilizują jej postawę. Przykładem może być badanie, podczas którego osoba badana stoi stabilnie na nieruchomym podłożu, a za pomocą technologii wirtualnej rzeczywistości przekazywana jest do zmysłu wzroku informacja o ruchu otoczenia (np. poprzez wyświetlanie oscylującego pomieszczenie) [18, 25, 26, 27]. Analiza reakcji ciała na zaburzenia wizualne może być cennym źródłem informacji diagnostycznych dotyczących zdolności utrzymywania równowagi i adaptacji w dynamicznie zmieniających się warunkach

otoczenia. Dysfunkcje w tej adaptacji mogą być wczesnym wskaźnikiem problemów neurologicznych, takich jak choroba Parkinsona czy zaburzenia przedsionkowe [28].

Stosunkowo nowym trendem w badaniach zdolności utrzymywania równowagi są pomiary z wykorzystaniem czujników bezwładnościowych wyposażonych w akcelerometr, żyroskop i magnetometr (IMU). Ich zdolność do dokładnego pomiaru kinematyki ciała w trzech wymiarach pozwala na bardziej kompleksową ocenę równowagi [29, 30, 31, 32]. Analiza danych z czujników IMU może dostarczyć dodatkowych informacji, na temat mechanizmów utrzymania równowagi i reakcji na zaburzenia, takich jak zmiana kątów w stawach czy przyspieszenia liniowego tułowia [28, 31, 32].

Obecnie stosowane metody oceny zdolności utrzymywania równowagi, takie jak analiza przemieszczeń COP w dziedzinie czasu [16, 17] i częstotliwości [18, 19], dostarczają cennych informacji o stabilności posturalnej. Do powszechnie analizowanych parametrów w dziedzinie czasu opisujących zdolność do utrzymania równowagi należą prędkość COP, powierzchnia elipsy COP oraz zakresy ruchu COP w kierunkach AP i ML. Podczas analizy wcześniej wymienionych wartości, zakłada się, że wzrost wartości tych wielkości najczęściej wskazuje na występujące problemy z utrzymywaniem równowagi [33]. Analizy częstotliwościowe pozwalają na analizę cyklicznych komponentów mierzonego sygnału, identyfikując występujące w nim dominujące częstotliwości, co z kolei umożliwia ocenę pojawiających się zmian w strategii utrzymywania równowagi ciała przez człowieka. Informacje te są szczególnie istotne w przypadku badania oddziaływania cyklicznych zaburzeń w wirtualnej rzeczywistości [21, 22, 23] i rozszerzają możliwość oceny zdolności utrzymywania równowagi w stosunku do analiz w dziedzinie czasu. Wprowadzenie bardziej zaawansowanych technologii, jak badania z wykorzystaniem czujników IMU, elektromiografii oraz technologii wirtualnej rzeczywistości może wspomóc ocenę zdolności utrzymywania równowagi i przygotowania posturalnego [29, 30, 31, 32], wymaga jednak stosowania analiz, które pozwolą na pełne poznanie i interpretację informacji zawartych w sygnale pomiarowym. Opisane wyżej metody pozwalają na wykrycie w rejestrowanym sygnale zmian wskazujących na pojawiające się zmiany w strategii utrzymywania równowagi. Analizy te bazują jednak przede wszystkim na globalnej analizie sygnału lub wykorzystują cykliczny charakter pojawiających się zjawisk,

nie uwzględniając występujących szybkich zmian o charakterze niecyklicznym, które mogą być również bardzo istotne w diagnozowaniu i leczeniu pacjentów z zaburzeniami neurologicznymi, ortopedycznymi lub przedsionkowymi. Istnieje więc potrzeba ciągłego rozwoju wykorzystywanych metod badawczych, które uzupełniając obecnie stosowane pomiary i analizy umożliwią pełniejsze poznanie i interpretację zmian pojawiających się w zdolności utrzymywania równowagi będących wynikiem rozwoju wielu chorób.

Cel pracy

Zaobserwowana potrzeba rozwoju metod pomiarowych oraz poszukiwania nowych metod prowadzenia analizy danych pomiarowych zapewniających lepsze zrozumienie mechanizmów kontroli utrzymywania równowagi ciała przez człowieka pozwoliła na sformułowanie następujących celów badawczych:

- Opracowanie metodyki prowadzenia pomiarów zdolności utrzymywania równowagi ciała przez człowieka umożliwiających ocenę zmian w strategii kontroli posturalnej jako reakcji na spodziewane i niespodziewane bodźce wytrącające z równowagi.
- Określenie wpływu wirtualnych i rzeczywistych bodźców wytrącających z równowagi na zjawisko przygotowania posturalnego jako narzędzia do diagnostyki zdolności utrzymywania równowagi ciała przez człowieka.
- Analiza możliwości praktycznego zastosowania metody detekcji chwilowych korekt postawy do oceny zmian w strategii kontroli posturalnej w odpowiedzi na wirtualne i rzeczywiste bodźce wytrącające z równowagi.

Niniejsza rozprawa doktorska stanowi podsumowanie wyników badań opublikowanych w szeregu artykułów naukowych, które koncentrują się na mechanizmach kontroli posturalnej i zdolności utrzymywania równowagi u człowieka. Zbiór ten obejmuje zagadnienia dotyczące zarówno teoretycznych aspektów kontroli postawy, w tym opracowanej nowej metodyki analizy danych stabilograficznych, jak i praktycznych zastosowań klinicznych.

Opracowane zostały metody badawcze wykorzystujące VR w analizach przygotowania posturalnego w reakcji na bodźce mogące potencjalnie doprowadzić do zaburzenia równowagi ciała. Zastosowano również wielkości bazujące na zmianach położenia COP, które nie mają charakteru cyklicznego do oceny zmian strategii utrzymywania równowagi. W badaniach stopniowo przechodzono od prostszych eksperymentów oceniających zdolność utrzymywania równowagi ciała w wirtualnej rzeczywistości [A1], przez wprowadzenie bardziej złożonych bodźców destabilizujących w świecie rzeczywistym [A2], aż po rozwój nowych metod analizy danych, które mają na celu uzupełnienie tradycyjnych technik oceny równowagi [A3, A4, A5], kończąc na próbie praktycznego

wykorzystania opracowanych metod w praktyce klinicznej na grupie osób z chorobą Parkinsona [A6]. W badaniach wykorzystujących VR i symulację upadku ze schodów [A1] potwierdzono, że sam wizualny bodziec destabilizujący może mieć różny wpływ na równowagę badanych osób. Zauważono natomiast, że analiza częstotliwościowa, szczególnie ruchów głowy, dostarczyła bardziej precyzyjnych informacji o reakcji badanych na zadany wizualny bodziec, co sugeruje, że dodatkowe analizy mogą pomóc w lepszym wykrywaniu subtelnych zmian. W związku z tym konieczne były dalsze badania z bardziej wyraźnymi bodźcami destabilizującymi, w tym rzeczywistymi oraz wykorzystaniem pomiarów elektromiograficznych (EMG) i kinematyki całego ciała w celu poszerzenia prowadzenia analiz. Jako odpowiedź na wyżej wymienione potrzeby w drugim etapie badań [A2] zastosowano rzeczywiste zaburzenia, w postaci przesunięcia podłoża, które aktywowało mechanizmy przygotowania posturalnego (APA i EPA). Wyniki pokazały, że wiedza o nadchodzącym bodźcu wpływała na reakcję posturalną, szczególnie w zakresie wzrostu napięcia mięśniowego kończyn dolnych. Zrozumienie, w jaki sposób układ nerwowy przygotowuje się i reaguje na zewnętrzne bodźce jest kluczowe w kontekście diagnostyki i rehabilitacji. W tym przypadku pomocne mogłoby okazać się zastosowanie analiz zwiększających możliwości interpretacyjne sygnału mierzonego podczas oceny zdolności utrzymywania równowagi. Z tego powodu w następnym etapie badań [A3] dotyczył rozszerzenia tradycyjnych metod analizy równowagi o nowe podejścia, inspirowane technikami z analizy technicznej trendów giełdowych. Wyznaczono współczynnik Trend Change Index (TCI). Współczynnik ten definiuje liczbę zmian trendu, określaną jako liczba przecięć sygnału wynikających z algorytmu obliczeniowego Moving Average Convergence Divergence (MACD). MACD jest przedstawiany w postaci dwóch linii: linii MACD oraz linii sygnałowej. Przecięcie linii MACD i linii sygnałowej sygnalizuje zmianę trendu w sygnale przemieszczenia COP. Współczynnik TCI jest zatem sumą liczby zmian trendu sygnału w trakcie pomiaru [A3 – A5]. W celu przetestowania i dalszego rozwoju metody analizy zmian trendu sygnału COP w kolejnym etapie badano reakcję osób w warunkach zaburzeń wygenerowanych w technologii wirtualnej rzeczywistości [A4] i podczas rzeczywistego zaburzenia w postaci przesunięcia podłoża [A5]. Analiza zmian trendu wykazała, że liczba zmian trendu, oraz czas i odległość pomiędzy kolejnymi punktami oznaczającymi zmianę trendu w sygnale nimi mogą wpływać na zdolność utrzymywania stabilnej postawy ciała

i sugerować zmianę strategii utrzymywania równowagi. Wnioski płynące z badań pozwoliły na przypuszczenia, że analiza zmian trendu może być przydatna w diagnostyce i ocenie osób dotkniętych chorobami neurodegeneracyjnymi. Z tego powodu ostatnim krokiem badań była próba praktycznego wykorzystania analizy zmian trendu w czasie analizy zdolności utrzymywania równowagi u osób z chorobą Parkinsona (PD) [A6]. W kontekście chorób takich jak choroba Parkinsona, analiza trendów okazała się przydatna w wykrywaniu różnic między stanami "on" i "off" leczenia dopaminergicznego. Pozwala ona na detekcję zmian stabilności posturalnej, które nie są widoczne w tradycyjnych pomiarach, co sugeruje jej potencjalne zastosowanie w monitorowaniu postępów choroby oraz w diagnostyce zaburzeń neurologicznych. Wykorzystanie analizy trendów u pacjentów z PD pozwala też na bardziej dokładne monitorowanie postępów choroby, co może być kluczowe w dostosowywaniu leczenia i rehabilitacji.

Analiza przemieszczeń COP i ruchów głowy w odpowiedzi na bodziec generowany w wirtualnej rzeczywistości [A1]

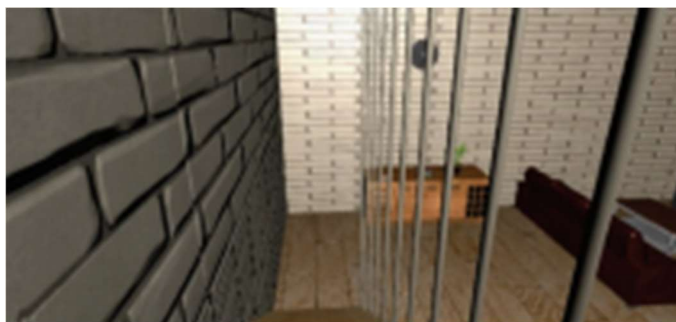
Zaburzenia równowagi mogą być sygnałem oznaczającym choroby neurologiczne lub wynikiem procesu starzenia. Standardowe testy zdolności utrzymywania równowagi, takie jak pomiary przemieszczeń COP, często są niewystarczające do wykrycia subtelnych zaburzeń równowagi. Z tego względu rośnie potrzeba wprowadzenia nowych, bardziej zaawansowanych metod, które byłyby w stanie wykryć zmiany, które są niewidoczne w tradycyjnych analizach w dziedzinie czasu. W tym kontekście technologia wirtualnej rzeczywistości (VR) odgrywa coraz większą rolę, umożliwiając symulowanie różnorodnych warunków destabilizujących. Dzięki technologii VR możliwe jest wywołanie destabilizującego bodźca wizualnego, przy jednoczesnym utrzymaniu nieruchomego podłoża, co wprowadza badaną osobę w sytuację konfliktu sensorycznego. W literaturze opisywane są badania zdolności utrzymywania równowagi w VR podczas ekspozycji na ruchome otoczenie czy też symulacji sytuacji dnia codziennego. Analiza reakcji na tak przedstawione zaburzenie wizualne może być źródłem informacji na temat mechanizmów utrzymywania stabilnej postawy ciała. W badaniach zdolności utrzymywania równowagi najczęściej analizowane są wielkości bazujące na wielkościach w dziedzinie czasu. Jednakże, mimo wzrostu wartości wielkości w dziedzinie czasu w warunkach konfliktu bodźców sensorycznych, nie zawsze są one bezpośrednio związane z zaburzeniami równowagi związanymi np. z chorobami układu nerwowego. Z tego powodu rośnie zapotrzebowanie na nowe metody pomiarów i analiz, które uwydatniałyby zmiany niezauważalne w standardowej analizie w dziedzinie czasu. Analiza częstotliwościowa i zastosowanie akcelerometrów uzupełniają standardową analizę o dodatkowe informacje dotyczące np. cykliczności ruchów COP czy charakterystyki ruchów poszczególnych segmentów ciała.

Z tego powodu cele pracy badawczej w pierwszym artykule cyklu obejmowały:

- określenie czy bodziec wizualny, w postaci symulowanego upadku ze schodów ma wpływ na kontrolę posturalną,

- określenie czy rozszerzenie analiz o analizę częstotliwościową może zwiększyć zakres interpretacji zdolności utrzymywania równowagi w porównaniu do analiz opartych na domenie czasowej,
- określenie czy pomiary ruchów głowy mogą uzupełnić pomiary COP o informacje dotyczące wpływu wprowadzonego wizualnego bodźca wytrącającego z równowagi na zdolność utrzymania równowagi,
- określenie, czy wizualny sygnał ostrzegawczy poprzedzający wystąpienie wizualnego bodźca wytrącającego z równowagi wywoła zmianę w ruchach głowy i przemieszczeniu COP.

W celu odpowiedzi na powyższe pytania zaprojektowano serię badań, w której wzięło udział 10 uczestników (7 kobiet i 3 mężczyzn) o średniej wieku 25 lat i średnim BMI 23 kg/m². Uczestnicy nie deklarowali poważnych urazów kończyn dolnych ani problemów z równowagą. Trzy osoby z grupy badawczej (jedna osoba z silną chorobą lokomocyjną i lękiem wysokości (pp3), oraz dwie osoby (pp1, pp2) o zwiększonych parametrach, które mogły świadczyć o problemach z utrzymaniem równowagi) zdecydowano się wyłączyć z grupy osób zdrowych i przeprowadzić osobne analizy dla każdego przypadku. Badanie przeprowadzono przy użyciu platformy pomiarowej WinFDM-S oraz zestawu VR HTC Vive. Aplikacja VR w Unity 3D przedstawiała prostą scenerię w postaci pokoju, a awatar osoby badanej został umiejscowiony na podłodze przed schodami prowadzącymi w dół (Rysunek 1). Podczas 60 sekundowych pomiarów mierzono COP i ruchy głowy. Testy w VR były poprzedzone badaniem stania na platformie z otwartym (EO) i zamkniętymi oczami (EC) w świecie rzeczywistym. W pierwszym teście, w 30 sekundzie symulowano upadek ze schodów (BB). W drugim teście uczestnicy otrzymywali wizualny sygnał ostrzegawczy na 3 sekundy przed symulacją (BZ). Każdy test powtórzono trzykrotnie.



Rysunek 1 Sceneria VR [A1]

Analiza wyników składała się z trzech etapów. W pierwszym etapie porównane zostały wartości prędkości przemieszczeń COP (V_{COP}), ruchów głowy (V_{head}) oraz powierzchni elipsy COP (EA_{COP}) w środowisku rzeczywistym i VR, w celu zidentyfikowania wpływu destabilizującego bodźca wzrokowego. Następnym krokiem, była analiza zakresu ruchu COP i zakresu ruchów głowy (DAD) w kierunku AP. Ostatnim etapem analiz było studium przypadku porównujące parametry osób z trudnościami w utrzymaniu równowagi z osobami bez takich problemów. Analiza statystyczna została przeprowadzona w oprogramowaniu Statistica 13. Ze względu na brak rozkładu normalnego we wszystkich wielkościach do porównania różnic wykorzystano testy nieparametryczne.

Aby zbadać jak symulowany upadek ze schodów może wywołać utratę równowagi i czy analiza przemieszczeń COP oraz ruchów głowy może umożliwić identyfikację problemów związanych z równowagą analizy przeprowadzono w dwóch kierunkach - analiza zmian parametrów opisujących destabilizację i kompensację posturalną dla grupy zdrowych osób oraz porównanie wyników dla osób, u których stwierdzono zwiększony wpływ wprowadzonego wizualnego bodźca na równowagę, z wynikami osób zdrowych.

Analiza zmian parametrów opisujących destabilizację i kompensację posturalną dla grupy zdrowych osób wykazała, że wprowadzony bodziec destabilizujący nie miał znaczącego wpływu na zachowanie uczestników. Wyniki nie wykazały różnic w reakcjach uczestników z i bez sygnału ostrzegawczego. Prawdopodobnym powodem tej sytuacji był fakt, że bodziec destabilizujący w formie symulowanego upadku ze schodów był wyłącznie wizualny i jego efekt był prawdopodobnie na tyle nierealistyczny, że nawet informacja o jego pojawieniu się i wcześniejsze

doświadczenie tego, jak to będzie wyglądać, nie zmieniły reakcji uczestników. Podczas pomiarów zidentyfikowano trzy osoby, jedną z deklarowaną silną chorobą lokomocyjną i lękiem wysokości i dwie, u których wartości wielkości opisujące zdolność utrzymywania równowagi znacznie różniły się od reszty. Te różnice mogą wskazywać na problemy z utrzymaniem równowagi w określonych warunkach, jak przebywanie na wysokości czy niespodziewany ruch podłoża. W badaniach nie stwierdzono istotnych różnic w średniej prędkości COP i głowy między zdrowymi osobami a trzema osobami podatnymi na zaburzenia, co sugeruje, że te parametry nie są wystarczające do identyfikacji problemów z równowagą. Wyraźniejsze różnice zauważono w polu elipsy COP i ruchów głowy, gdzie wartości dla trzech osób były wyższe niż dla reszty grupy, co może wskazywać na trudności w utrzymaniu równowagi po zaburzeniu. Analiza częstotliwościowa wykazała, że bodziec w postaci symulowanego upadku ze schodów wywołał u badanych osób reakcję. W zmierzonym sygnale przebiegu COP w kierunku AP wykryto składową cykliczną o największej amplitudzie wynoszącą od 0,1 Hz do 0,2 Hz. Analiza tej składowej dla grupy kontrolnej oraz osób pp1, pp2 i pp3 nie ujawniła różnic między testami z ostrzeżeniem i bez ostrzeżenia, jednak zauważono znaczące różnice między trzema osobami (pp1, pp2, pp3) a resztą uczestników. Największe różnice dotyczyły amplitudy pierwszej harmonicznej, szczególnie w odniesieniu do ruchów głowy, gdzie wartości te były znacznie wyższe niż u reszty grupy. Te różnice wskazują na przyjęcie strategii balansowania ciałem, gdzie ruchy głowy dominują nad przemieszczeniami COP, co może być istotne w diagnozowaniu problemów z równowagą.

Podsumowując, bodźce wizualne generowane w wirtualnej rzeczywistości mają różny na osoby badane. Symulacja upadku ze schodów miała za zadanie wytworzenie sytuacji do zbadania reakcji ciała człowieka na nagłe, wizualne zaburzenie równowagi. W tym przypadku stworzona symulacja nie wpłynęła znacznie na kontrolę posturalną u badanych osób. Konieczne wydaje się przetestowanie bodźców wizualnych, które w większym stopniu wpływają na stabilność posturalną. Analiza w domenie częstotliwościowej, szczególnie analiza amplitudy pierwszej harmonicznej w sygnale przemieszczenia głowy, lepiej różnicowała osoby podatne na zewnętrzne zaburzenia wizualne. Chociaż takie wyniki nie zawsze wskazują na problemy zdrowotne, mogą

sugerować zwiększoną podatność na nieoczekiwane zachowania w sytuacjach wymagających szybkich ruchów głowy. Aby w pełni zrozumieć mechanizmy odpowiedzialne za reakcje na zewnętrzne bodźce destabilizujące konieczna jest dodatkowa analiza z wykorzystaniem elektromiografii (EMG) oraz rozszerzenie analizy kinematyki ruchów ciała człowieka z samej głowy na całe ciało, a w szczególności na kończyny dolne oraz staw kolanowy. Wyniki badań podkreślają potrzebę dalszego dopracowywania metod symulowania wizualnych bodźców destabilizujących oraz metod analizy zdolności utrzymywania równowagi i reakcji na wizualne bodźce, która wykrywałaby zmiany dotąd niewykrywalne w standardowej analizie w dziedzinie czasu i częstotliwości.

Wpływ aktywności wybranych mięśni kończyny dolnej na poziom zaburzeń równowagi w reakcji na bodziec wytrącający z równowagi [A2]

Niniejszy artykuł stanowi kontynuację wcześniejszych badań nad analizą odpowiedzi motorycznej na zaburzenia wizualne, ale wprowadza nowe podejście poprzez zastosowanie rzeczywistych zaburzeń równowagi w postaci bodźca destabilizującego w postaci przesuwu podłoża. Mechanizmy Antycypacyjnego (APA) i Wczesnego (EPA) Przygotowania Posturalnego odgrywają kluczową rolę w dostosowaniu ciała do reakcji na bodźce zewnętrzne, umożliwiając utrzymanie równowagi i stabilności posturalnej. W ostatnich latach badania nad APA i EPA zyskały na znaczeniu, zwłaszcza w kontekście diagnozowania zaburzeń posturalnych oraz prognozowania upadków. Obserwacja tych mechanizmów pozwala na głębsze zrozumienie mechanizmów kontrolujących reakcje posturalne. Zastosowanie narzędzi takich jak platforma stabilograficzna, system do elektromiografii oraz czujniki IMU pozwala na bardziej kompleksowe i dokładne monitorowanie zarówno aktywności mięśniowej, przemieszczeń COP jak i kinematyki całego ciała. Niniejszy artykuł bada praktyczne zastosowania tych mechanizmów w ocenie stabilności posturalnej i ich potencjalne wykorzystanie w rehabilitacji oraz prewencji urazów.

Celem tej pracy jest zbadanie czy informacja o czasie wystąpienia rzeczywistego bodźca zaburzającego równowagę wpływa na napięcie mięśni kończyn dolnych przed wystąpieniem zaburzenia. Do szczegółowych celów należało wykrycie występowania zjawiska APA i EPA, określenie, czy zwiększona aktywność mięśniowa jest ciągła w czasie, czy też nagła i krótko poprzedza zaburzenie oraz czy napięcie mięśni kończyn dolnych na początkowym etapie związanym z EPA prowadzi do zwiększenia napięcia mięśniowego w fazie związanej z APA. Dodatkowo, określono czy wzrost napięcia mięśni kończyn dolnych przed zaburzeniem wynika ze zmian posturalnych wywołujących przesunięcie środka masy do przodu lub do tyłu, zwiększenia lub zmniejszenia nacisku przodostopia na podłoże czy ze zwiększeniem kąta zgięcia w stawie kolanowym.

W celu odpowiedzi na powyższe cele zaprojektowano serię badań, w której wzięło udział 38 uczestników (27 kobiet i 11 mężczyzn) o średniej wieku 23 lat, średnim wzroście 172 cm i średniej masie 70 kg. Uczestnicy deklarowali brak historii poważnych urazów

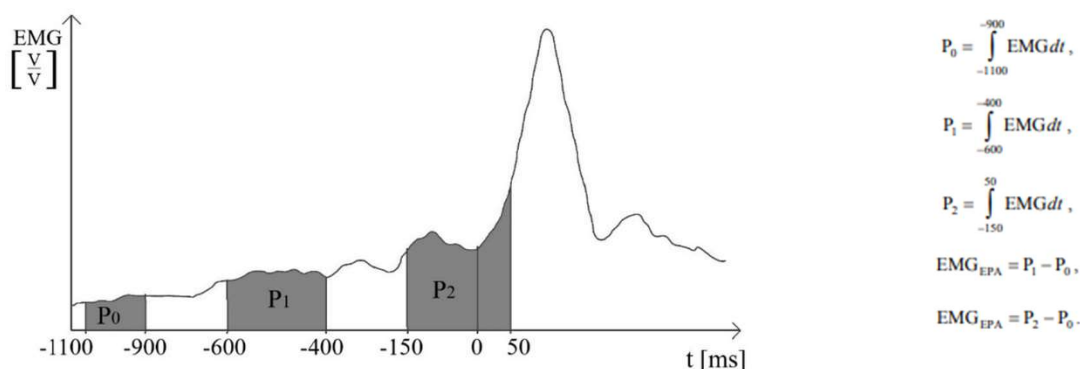
kończyn dolnych oraz dysfunkcji układu ruchu czy zaburzeń równowagi. Stanowisko pomiarowe składało się z platformy mierzącej nacisk stóp (WinFDM-S), bieżni do treningu i oceny posturalnych perturbacji (BalanceTutor), umożliwiającej wprowadzenie destabilizujących przemieszczeń podłoża w kierunku AP i ML, bezprzewodowego zestawu do elektromiografii (Ultium EMG) oraz czujników IMU (Ultium Motion). Platforma stabilograficzna była umieszczona centralnie na bieżni i sztywno przymocowana. Jeden czujnik IMU umieszczony został w specjalnie zaprojektowanym uchwycie i położony na pasie bieżni przed platformą (Rysunek 2). Wszystkie systemy były zsynchronizowane za pomocą oprogramowania Noraxon MR3 i platformy M5stack z mikrokontrolerem ESP32, co umożliwiało szybkie wykrycie ruchu bieżni.



Rysunek 2 Stanowisko pomiarowe [A2]

Do badań elektromiograficznych na podstawie przeglądu literatury zostały wybrane cztery mięśnie o kluczowym znaczeniu w kontekście utrzymywania równowagi: mięśniu piszczelowym przednim (TA), mięśniu prostym uda (RF), mięśniu brzuchatym łydki przysródkowym (GM) i bocznym (GL). Testy te są często stosowane do badania APA i CPA. Elektrody powierzchniowe zostały umieszczone na skórze w pobliżu brzośców mięśni i połączone z bezprzewodowymi sensorami EMG. Dodatkowo, w celu identyfikacji kątów zgięcia w stawach, użyto 17 sensorów IMU, zawierających akcelerometr, żyroskop i magnetometr, rozmieszczonych na tułowie, kończynach i głowie. Procedura testowa składała się z dwóch etapów: spoczynku (ERx) i zaburzenia (Tr). Podczas etapu spoczynku uczestnik siedział na krześle, trzymając stopy płasko na podłożu i rozluźniając mięśnie

kończyn dolnych przez 15 sekund, w celu zarejestrowania ich aktywności. W drugim etapie uczestnik miał za zadanie stać nieruchomo, z twarzą skierowaną do przodu i rękami swobodnie opuszczonymi wzdłuż ciała na platformie stabilograficznej na bieżni, zabezpieczony specjalną uprzążą. Test obejmował trzy próby. Każda próba składała się z dwóch ruchów bieżni – do przodu i do tyłu. Pierwszy ruch był zawsze do przodu i był inicjowany 10 sekund po rozpoczęciu pomiarów. Ruch do tyłu był inicjowany 20 sekund po rozpoczęciu pomiarów. Zarówno ruchy do przodu, jak i do tyłu bieżni wynosiły 9,5 cm i trwały 0,52 sekundy. W pierwszej próbie (Tr1) uczestnik nie znał charakteru, czasu ani kierunku zaburzenia. W drugiej próbie (Tr2) znał charakter zaburzenia, ale nie czas ani kierunek. W trzeciej próbie (Tr3) uczestnik znał czas (odliczanie) i kierunek zaburzenia. Wyznaczono następujące wartości: t_0 – czas początku ruchu oraz $EMGR_x$ – średnia aktywność mięśni podczas spoczynku. W celu standaryzacji aktywność każdego mięśnia mierzona w Tr1, Tr2 i Tr3 została podzielona przez wartość $EMGR_x$. Następnym krokiem było zbadanie aktywności mięśni w określonych przedziałach czasowych odpowiadających kolejno obszar aktywacji mięśni podczas swobodnego stania (P_0), obszar poszukiwania wzrostu aktywności mięśniowej wywołanej przez EPA (P_1), obszar wzrostu aktywności mięśniowej wywołanej przez APAs (P_2) (Rysunek 3).



Rysunek 3 Analizowane przedziały czasowe, równania do wyznaczania aktywności mięśniowej [A2]

Wartości EMG_{APA} i EMG_{EPA} zostały zidentyfikowane dla każdego z mięśni poddanych testom. Następnie skorelowano wyżej wymienione wartości w odniesieniu do wszystkich analizowanych mięśni w teście Tr3, obliczono wartość nacisku przodostopia na podłoże oraz wartości kąta zgięcia w stawie kolanowym w odniesieniu do testu Tr3. Następnie sprawdzono czy zwiększona aktywność mięśniowa związana z APA wpływa na przemieszczenie i prędkość COP po utracie równowagi. Analiza statystyczna została

przeprowadzona Matlab R2022a przy pomocy testu ANOVA Friedmana oraz test post-hoc Wilcoxon z korektą Holma. Ze względu na brak normalnych rozkładów w zbiorach uzyskanych danych, obliczono korelację Spearmana.

Uzyskane wyniki pozwoliły na zauważenie wzrostu napięcia mięśniowego tylko wtedy, gdy badana osoba знаła moment wystąpienia zaburzenia. W badaniach próbowano zdefiniować strategię przygotowania posturalnego oraz jej wpływ na kompensację posturalną po zaburzeniu. Różnice istotne statystycznie w EMG_{APA} i EMG_{EPA} między testami Tr1 i Tr3 oraz testami Tr2 i Tr3 zaobserwowano tylko w odniesieniu do ruchu do przodu dla TA, GL i GM w analizach podczas występowania zjawiska APA oraz dla TA i GM (tylko lewa kończyna dolna) w analizach dla zjawiska EPA. Statystycznie istotne korelacje między EPA a APA wskazywały, że mięśnie TA i GM były aktywowane wcześniej i ich aktywność wzrastała aż do momentu zaburzenia. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w średnich wartościach nacisku przodostopia ani kąta zgięcia w kolanie między testami Tr1, Tr2 i Tr3. Zaobserwowano korelację między zwiększoną aktywnością mięśniową a prędkością oraz maksymalnym przemieszczeniem COP po zaburzeniu, szczególnie dla mięśnia TA w ruchu do przodu bieżni oraz dla mięśnia GL w ruchu do tyłu. W obu przypadkach obserwowany wzrost napięcia mięśniowego skutkował wydłużeniem ścieżki i prędkości przemieszczenia COP.

Badania miały na celu zidentyfikowanie wpływu przesunięcia podłoża do przodu i do tyłu na reakcję mięśni kończyn dolnych związaną z dostosowaniem posturalnym poprzez ocenę aktywności wybranych mięśni, ocenę zgięcia w stawie kolanowym oraz ocenę nacisku wywieranego na podłoże, co było równoznaczne z przemieszczeniem COP. Występowanie zjawiska APA i EPA zostało zidentyfikowane na podstawie aktywności mięśniowej. Analiza wybranych mięśni wykazała, że podczas fazy APA w odniesieniu do Tr3, tj., gdy uczestnicy testu byli poinformowani o czasie rozpoczęcia zaburzenia, można było zauważyć wzrost średniej aktywności mięśniowej. Wykazano, że aktywność mięśnia TA odgrywała kluczową funkcję w adaptacji związanej z zaburzeniem posturalnym. Ze względu na brak różnic istotnych statystycznie pomiędzy próbami Tr1, Tr2, Tr3 w wartości zgięcia w stawie kolanowym, przemieszczenia COP oraz nacisku przodostopia można przypuszczać, że dostosowanie posturalne do zaburzenia nie było związane z pochyleniem tułowia do przodu ani do tyłu, a obserwowany wzrost napięcia TA, GL i GM

nie wpływał na zgięcie w stawie kolanowym. Ze względu na obecność silnej korelacji pomiędzy napięciem mięśniowym a przemieszczeniem COP oraz prędkością COP po zaburzeniu oraz między napięciem mięśniowym TA a przemieszczeniem COP oraz prędkością przemieszczenia COP może wskazywać, że zwiększone napięcie mięśniowe w fazie APA było odpowiedzialne za blokadę stawów przed zaburzeniem, co z kolei zmieniał wzór kompensacji posturalnej po zaburzeniu, zwiększając zarówno długość ścieżki, jak i prędkość COP.

Badania jednoznacznie potwierdziły, że czynnikiem wywołującym dostosowanie posturalne i gotowość do reakcji na zaburzenia była wiedza o oczekiwanym czasie bodźca zaburzającego. Ważnym czynnikiem związanym z przygotowaniem do zaburzenia było napięcie mięśniowe odpowiedzialne za usztywnienie stawów kończyn dolnych, a w konsekwencji większy zakres ruchu COP po zaburzeniu. Połączenie rzeczywistych zaburzeń, takich jak niespodziewany i spodziewany ruch podłoża, z analizą EMG i IMU, daje możliwość precyzyjnej oceny mechanizmów utrzymywania równowagi. Takie podejście może dostarczyć nowych informacji na temat interakcji pomiędzy układem nerwowym a mięśniowym w procesie utrzymywania równowagi, co jest szczególnie istotne w kontekście prewencji upadków oraz rehabilitacji. Wyniki wskazują na konieczność szerszej analizy reakcji posturalnej na rzeczywiste bodźce destabilizujące, takie jak przesunięcie podłoża. Pomocne mogłoby okazać się wprowadzenie nowej metodyki analizy, który byłaby w stanie wykrywać niezauważalne w standardowej analizie zmiany niecykliczne. Zrozumienie, jak organizm przygotowuje się i reaguje na zewnętrzne bodźce wytrącające z równowagi, jest kluczowe dla opracowania lepszych metod diagnostyki i rehabilitacji, które mogłyby skuteczniej poprawiać stabilność posturalną i zmniejszać ryzyko upadków w codziennych sytuacjach.

Wskaźniki giełdowe w badaniach nad równowagą człowieka [A3]

Dotychczasowe badania dotyczące zdolności utrzymania równowagi najczęściej opierają się na pomiarach przemieszczeń środka nacisku stóp, takich jak prędkość COP, pole elipsy czy zakres przemieszczeń w różnych kierunkach. W przypadkach, gdy bodźce zaburzające równowagę mają charakter cykliczny, analizy w dziedzinie częstotliwości mogą dostarczyć cennych informacji na temat reakcji organizmu. Jednak analiza częstotliwościowa jest ograniczona do wykrywania cyklicznych zmian w pozycjach COP, pomijając zmiany niecykliczne, które również mogą być istotne dla oceny strategii utrzymania równowagi. W tym kontekście, nowe metody analizy, inspirowane technikami stosowanymi w analizie technicznej cen akcji na giełdzie, mogą rozszerzyć tradycyjne podejścia poprzez uwzględnienie chwilowych, niecyklicznych zmian COP i COM. Tego rodzaju zaawansowane podejście może nie tylko poprawić dokładność diagnostyczną, ale także umożliwić wcześniejsze wykrywanie zaburzeń równowagi, co jest szczególnie ważne w kontekście przeciwdziałania upadkom i związanym z nimi urazom. W trzecim artykule w cyklu opisana została metoda analizy zdolności utrzymywania równowagi oparta na wskaźniku giełdowym, która ma potencjał, aby uzupełnić zarówno analizę w dziedzinie czasu oraz częstotliwości podczas badań w wirtualnej rzeczywistości [A1] oraz podczas analizy przygotowania i kompensacji posturalnej [A2].

Artykuł przedstawia próbę wykorzystania wskaźnika Moving Average Convergence/Divergence (MACD), związanego z analizą techniczną trendów cen akcji w analizach dotyczących oceny zdolności utrzymania równowagi w świecie rzeczywistym i wirtualnej rzeczywistości.

Celem badania było wykazanie możliwości wykorzystania wskaźników giełdowych do oceny zdolności do utrzymania równowagi jako uzupełnienia analiz z wykorzystaniem wartości w dziedzinie czasu i częstotliwości. Wykorzystanie wskaźników giełdowych ma na celu umożliwienie wykrywania znaczących zmian w trendzie – zmian kierunku – w ruchu COP wraz z określeniem czasu między kolejnymi skokami. Taka analiza powinna umożliwić wykrywanie zarówno cyklicznych komponentów, jak i zmian niecyklicznych w określonym zakresie częstotliwości.

W badaniach wzięło udział 83 zdrowych uczestników (56 kobiet i 27 mężczyzn) o średniej wieku 21 lat, średnim wzroście 172 cm i średniej masie 65 kg. Uczestnicy deklaruwali brak historii poważnych urazów kończyn dolnych oraz dysfunkcji układu ruchu czy zaburzeń równowagi. Badanie przeprowadzono przy użyciu platformy pomiarowej WinFDM-S oraz zestawu Oculus Rift. Aplikacja VR w Unity 3D przedstawiała dwie scenerie – „otwartą” pustynną scenę z obiektami widzianymi w odległości około 100 m oraz „zamkniętą” w postaci umeblowanego pokoju z obiektami w odległości około 3 m. Podczas pomiarów scenerie oscylowały w płaszczyźnie strzałkowej przy stałych częstotliwościach. Procedura badawcza obejmowała pomiary w środowisku rzeczywistym (z otwartymi i zamkniętymi oczami) oraz w środowisku wirtualnym z użyciem dwóch scenerii ("otwartej" i "zamkniętej") oscylujących z różnymi częstotliwościami (0,2 Hz, 0,5 Hz, 0,7 Hz i 1,4 Hz). Uczestnicy stali boso na platformie pomiarowej, z rękami skrzyżowanymi na piersiach i głową skierowaną na wprost. Pomiary obejmowały przemieszczenia COP podczas 30-sekundowych testów. Analizę wyników przeprowadzono w oprogramowaniu MATLAB. W pierwszym etapie analizowano średnią prędkość COP oraz zakres ruchu COP w kierunku AP. Następnie przeprowadzono analizę częstotliwościową, określając gęstość widmową (PSD) przemieszczenia COP w kierunku AP. Obliczono również współczynnik Trend Change Index (TCI), który definiuje liczbę zmian trendu na podstawie wskaźnika MACD.

Wskaźnik MACD jest przedstawiony w formie dwóch linii: linii MACD i linii sygnałowej. Linia MACD została uzyskana poprzez odjęcie szybkiej średniej kroczącej (średnia 26 okresowa) od wolnej średniej kroczącej (średnia 12 okresowa) (Równanie 1, Równanie 2).

Równanie 1

$$MACD_{12,26} = EMA_{12} - EMA_{26}$$

gdzie:

EMA_{12} – szybka średnia krocząca,

EMA_{26} – wolna średnia krocząca.

$$EMA_{pN} = \frac{p_0 + (1 - \alpha)p_1 + (1 - \alpha)^2 p_2 + (1 - \alpha)^3 p_3 + \dots + (1 - \alpha)^N p_N}{1 + (1 - \alpha) + (1 - \alpha)^2 + (1 - \alpha)^3 + \dots + (1 - \alpha)^N}$$

gdzie:

p0 – bieżąca wartość sygnału,

pN – wartość sygnału poprzedzająca N okresów pomiarowych,

N – liczba okresów pomiarowych uwzględnianych w obliczeniach.

Linia sygnału została uzyskana poprzez obliczenie średniej wykładniczej o okresie 9 z linii MACD (Równanie 3).

$$Signal\ Line = EMA_{MACD,9}$$

Przecięcie linii MACD i linii sygnału sygnalizuje zmianę trendu w sygnale przemieszczenia COP w kierunku AP. Zmiany trendu są związane ze zmianą kierunku ruchu COP. Współczynnik TCI określa liczbę zmian trendu w sygnale podczas 30-sekundowego testu, obliczaną jako suma przecięć linii MACD i linii sygnału.

Obliczone wartości współczynników PSD i TCI zostały użyte do analizy wpływu zaburzeń, na jakie byli narażeni uczestnicy. Porównano zarówno efekty scenerii i częstotliwości oscylacji na uczestników, jak i różnice w odniesieniu do środowiska rzeczywistego. Obliczenia zarówno dla PSD, jak i TCI zostały wykonane dla kierunku AP. Szczegółowa analiza wykazała, że odstępy czasowe między poszczególnymi zmianami trendu różniły się. W związku z tym wykryte zmiany trendu zostały pogrupowane według czasu poprzedzającego te zmiany. Przedziały czasowe zostały przekształcone na odpowiadające im częstotliwości, aby umożliwić porównawczą analizę współczynników MACD i PSD (Tabela 1).

Tabela 1 Przedziały czasowe brane pod uwagę podczas analiz oraz odpowiadające im przedziały częstotliwości [A3]

T [s]	0.05–0.1	0.1–0.2	0.2 – 0.3	0.3 – 0.4	0.4 – 0.5	0.5 – 0.6
f [Hz]	5.0-10.0	2,5-5.0	1,67-2,5	1,25-1,67	1.0-1,25	0,83-1.0
T [s]	0.6 – 0.7	0.7 – 0.8	0.8 – 0.9	0.9 – 1.0	0.05-1.0	1.0-30.0
f [Hz]	0,71-1.0	0,625-1	0,56-0,625	0,5-0,56	>0.5	<0.5

Analiza statystyczna wyników została przeprowadzona przy użyciu oprogramowania Statistica 13. Przeprowadzono test ANOVA Kruskala-Wallisa oraz test post-hoc Dunna, aby zbadać, czy występują istotne statystycznie różnice w analizowanych grupach.

Zmierzone wartości kolejnych pozycji COP w czasie zostały opracowane przy użyciu analiz w dziedzinie czasu i częstotliwości oraz na podstawie analizy trendu. W analizie w dziedzinie czasu (średnia prędkość COP, średnia prędkość COP w kierunku AP, zakres ruchu w kierunku AP) wykazano statystycznie istotny wzrost wartości wielkości mierzonych w środowisku wirtualnym w porównaniu do rzeczywistego dla większości pomiarów, z wyjątkiem średniej prędkości COP i zakresu ruchu w kierunku AP przy częstotliwościach oscylacji 0,2 Hz i 0,5 Hz. Obliczono współczynniki PSD i TCI dla kierunku AP. Wyniki analiz PSD wskazały na statystycznie istotne różnice przy porównaniu testów z otwartymi oczami (EO) do wszystkich innych pomiarów oraz w zakresie 0,5–10 Hz dla testów z zamkniętymi oczami (EC) w porównaniu do pomiarów w sceneriach "otwartej" i "zamkniętej" przy częstotliwościach 0,5 Hz, 0,7 Hz i 1,4 Hz. Nie stwierdzono istotnych różnic przy porównaniach pomiarów w wirtualnym środowisku między sobą zarówno w przypadku PSD jak i TCI. Porównania wartości PSD i TCI pokazały, że maksymalne wartości uzyskano przy częstotliwościach oscylacji scenerii 0,7 Hz i 1,4 Hz, niezależnie od typu scenerii. Statystycznie istotne różnice stwierdzono także przy porównaniu pomiarów w wirtualnym środowisku przy częstotliwościach 0,2 Hz i 0,5 Hz z pomiarami przy częstotliwości 1,4 Hz.

Tradycyjne wielkości używane do opisywania zdolności utrzymywania równowagi, takie jak długość ścieżki COP, średnia prędkość i zakres ruchu, mogą wzrosnąć u zdrowych osób przy niestabilnym podłożu lub w sytuacji konfliktu sensorycznego. W takich przypadkach analiza częstotliwościowa umożliwia rozkład sygnału ruchu COP na składniki cykliczne i określenie częstotliwości głównych składników ruchu. Jednakże, tradycyjne metody nie wykrywają niecyklicznych korekt pozycji COP. Proponowana w pracy analiza wykorzystująca współczynniki giełdowe umożliwiła wykrycie zmian trendu w ruchu COP, zarówno cyklicznych, jak i niecyklicznych. Zaproponowano obliczenia nowego współczynnika, który definiuje liczbę zmian trendu w sygnale przemieszczenia COP. Analiza liczby zmian trendu dla poszczególnych pomiarów pokazuje, że liczba tych zmian nie zależała od przetestowanych warunków badania. Może

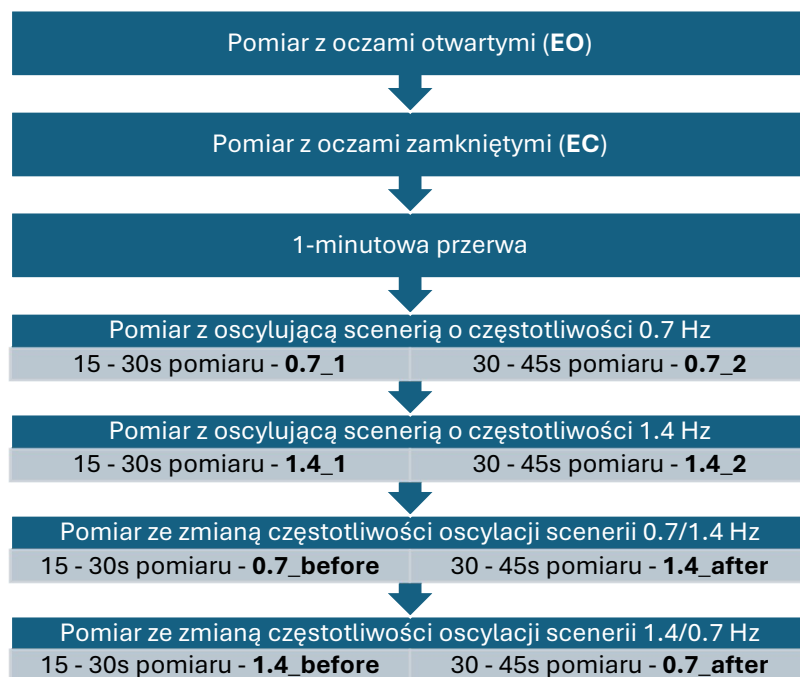
to oznaczać, że kontrola równowagi wymaga pewnej liczby szybkich zmian trendu ruchu COP (dla przedziału czasowego 0,05–1,0 s, co odpowiada częstotliwościom od 10 Hz do 0,5 Hz). Pogorszenie warunków, takie jak wprowadzenie zaburzenia w postaci oscylującej scenerii, nie zmienia znacząco tej liczby. Na tej podstawie można wnioskować, że albo układ równowagi nie potrzebuje większej liczby tego typu ruchów, albo układ ruchowy nie jest w stanie ich wykonać.

Przedstawione wyniki badań pokazują, że tradycyjne metody analizy, takie jak pomiar długości ścieżki COP, średniej prędkości czy zakresu ruchu, są skuteczne w ocenie ogólnej zdolności utrzymywania równowagi. Jednak mogą one nie w pełni wykrywać subtelne, niecykliczne zmiany w przemieszczeniu COP. Proponowana metoda analizy z wykorzystaniem analizy trendu opartej na wskaźniku giełdowym pozwala na wykrycie szybkich, niecyklicznych korekt postawy, co może dostarczyć nowych informacji diagnostycznych, szczególnie istotnych w kontekście badania osób z zaburzeniami równowagi. Niezbędny jest dalszy rozwój tej metody oraz jej testowanie w sytuacji występowania różnorodnych bodźców, zarówno wizualnych w środowisku wirtualnej rzeczywistości, jak i rzeczywistych, symulujących codzienne życie. Szczególnie ważne wydaje się przetestowanie tej metody na grupie osób dotkniętych np. chorobami neurodegeneracyjnymi, gdzie subtelne zmiany w równowadze mogą być kluczowe dla wczesnej diagnostyki i monitorowania postępu choroby. Integracja tej metody w praktyce klinicznej może prowadzić do bardziej precyzyjnej oceny zdolności utrzymania równowagi oraz lepszego zrozumienia mechanizmów kontroli proprioceptywnej.

Wpływ zaburzeń wizualnych na zmiany trendów w przebiegach przemieszczeń COP [A4]

Czwarty artykuł w cyklu jest bezpośrednią kontynuacją badań wprowadzających analizę trendów w badaniach zdolności utrzymywania równowagi [A3] i jednocześnie odpowiedzią na potrzebę dalszego rozwoju tej metody w celu poszerzenia możliwości prowadzenia analiz wyników pomiarów prowadzonych w środowisku VR z zaburzeniami. Artykuł miał na celu sprawdzenie czy analiza z wykorzystaniem analizy zmian trendu może skutecznie uzupełniać standardowe metody oceny równowagi poprzez identyfikację liczby korekt posturalnych (TCI) oraz wprowadzenie dodatkowych wskaźników opartych na TCI. Ponadto, badanie miało na celu określenie czy zmniejszenie częstotliwości korekt posturalnych oraz zwiększenie odległości między punktami zmiany trendu mogą być wskaźnikami zwiększonego ryzyka upadku, co mogłoby znaleźć zastosowanie w diagnostyce i ocenie równowagi.

W badaniach wzięto udział 28 zdrowych uczestników (13 kobiet i 15 mężczyzn) o średniej wieku 22 lat, średnim wzroście 173 cm i średniej masie 68 kg. Kryteriami wykluczającymi z badań były problemy zdrowotne związane z utrzymaniem równowagi i błędnikiem oraz otyłość (wskaźnik masy ciała BMI > 30). Badanie przeprowadzono przy użyciu platformy pomiarowej WinFDM-S oraz zestawu Oculus Rift. Scenerie trójwymiarowe zostały opracowane w środowisku Unity 3D. Sceneria „zamknięta” przedstawiała umeblowany pokój, w którym obiekty były widziane przez badanego w odległości około 3 m, natomiast sceneria „otwarta” przedstawiała pustynię, gdzie obiekty znajdowały się w odległości około 100 m. Podczas testów sceneria oscylowała w kierunku AP z stałą częstotliwością. Procedura badawcza obejmowała testy w rzeczywistym środowisku, polegające na staniu z otwartymi oczami (EO) i zamkniętymi oczami (EC), a także testy w środowisku wirtualnym.



Rysunek 4 Procedura badawcza [A4]

Pomiary w VR były przeprowadzane z użyciem scenarii otwartej i zamkniętej oscylującej z częstotliwościami 0,7 Hz, 1,4 Hz oraz ze zmianą częstotliwości w połowie badania z 0,7 Hz na 1,4 Hz i 1,4 Hz na 0,7 Hz (Rysunek 4). Uczestnicy stali boso na platformie pomiarowej, z rękami skrzyżowanymi na piersiach i głową skierowaną na wprost. Każdy pomiar trwał 60 sekund. W analizach uwzględniono okres od 15 do 45 sekundy, czyli czas, w którym dla badań z oscylującą scenerią trwały oscylacje.

Dane pomiarowe zostały przetworzone w oprogramowaniu MATLAB. Analiza obejmowała przemieszczenia COP w kierunku AP w czasie pomiarów EO i EC, oraz w trakcie środkowych 30 sekund testów z oscylacjami scenerii przy częstotliwościach 0,7 Hz i 1,4 Hz oraz ze zmianą częstotliwości (15 sekund przed i 15 sekund po zmianie). Obliczono podstawowe wartości stabilograficzne, takie jak prędkość COP i zakres ruchu COP w kierunku AP oraz wskaźnik zmiany trendu (TCI). Wskaźnik TCI został przedstawiony jako sumaryczna liczba wszystkich zmian trendu dla analizowanego pomiaru oraz łączna liczba zmian trendu podzielona na następujące okresy czasowe: 0–0,2 s, 0,2–0,5 s oraz 0,5–1 s. Każdy z okresów czasowych określa czas, który upłynął po wystąpieniu jednej zmiany trendu do wystąpienia kolejnej. Na podstawie algorytmu TCI obliczono również następujące wartości: średnią odległość między kolejnymi punktami zmiany trendu (MACD_dS), średni czas między kolejnymi punktami zmiany trendu (MACD_dT) oraz

średnią prędkość zmian przemieszczeń między kolejnymi punktami zmiany trendu (MACD_dV).

Do analizy statystycznej wyników, ze względu na brak rozkładu normalnego, użyto testów ANOVA Friedmana oraz post hoc Wilcoxon z korekcją Holma.

W czasie analizy wyniki podzielono na trzy grupy: wartości standardowe w dziedzinie czasu, wartości wskaźnika zmiany trendu (TCI) w całości pomiaru oraz z podziałem na okresy czasowe oraz wartości obliczone na podstawie analizy trendu (MACD_dT, MACD_dS, MACD_dV). Wartości prędkości COP w kierunku AP wzrosły statystycznie istotnie po zamknięciu oczu przez uczestnika oraz po wprowadzeniu zaburzeń wizualnych w VR. W przypadku wartości TCI porównanie pomiarów EO i EC nie wykazało istotnych statystycznie różnic. Istotne statystycznie różnice zaobserwowano przy porównywaniu testu EO w środowisku rzeczywistym z pomiarami w środowisku wirtualnym w przypadku oscylującej scenarii o częstotliwości 0.7 Hz. Wprowadzenie zaburzeń do VR zmniejszyło wartości mediany TCI w przedziale czasowym 0-0.2s. Dla przedziału czasowego 0.2–0.5 s można zauważyć, że wyższe wartości mediany występowały w pomiarach z użyciem scenarii oscylującej o częstotliwości 1.4 Hz. Dla przedziału czasowego 0.5–1 s najwyższe wartości zaobserwowano w testach VR z zaburzeniami o częstotliwości 0.7 Hz. Analizując wartości MACD_dS można zauważyć znaczny wzrost uzyskanych wartości w testach VR w porównaniu z pomiarami wykonanymi w środowisku rzeczywistym. Przy porównaniu pomiarów uzyskanych w VR między poszczególnymi testami nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic. W przypadku analizy wartości MACD_dT znacznie wyższe wartości uzyskano dla pomiarów przeprowadzonych przy częstotliwości 0.7 Hz. Wartości mediany MACD_dV wzrosły po zamknięciu oczu oraz po wprowadzaniu wirtualnej rzeczywistości.

Otrzymane wyniki wykazują, że w większości przypadków wartość TCI była zbliżona, niezależnie od warunków pomiarowych, co może sugerować, że do utrzymania równowagi konieczna jest pewna liczba korekt postawy. Analizowane wartości MACD_dS, MACD_dT i MACD_dV dostarczyły dodatkowych informacji o ruchu COP. Wartości te mogą wskazywać, czy zmiany prędkości wynikają ze zmian długości skoków COP, czasu ich trwania, czy obu tych czynników jednocześnie. W badaniach zaobserwowano, że wartość MACD_dT, która nie ulega znaczącemu spadkowi, jest istotna z perspektywy

zdolności utrzymania równowagi, a jednoczesny wzrost MACD_dS i spadek MACD_dT świadczący o dłuższych przeskokach COP odbywających się w krótszym czasie może prowadzić do destabilizacji i ewentualnego upadku badanej osoby.

Wykorzystanie wskaźników giełdowych do oceny stabilności ciała ludzkiego uzupełnia standardowe analizy w dziedzinie czasu i częstotliwości. Analiza wartości TCI, MACD_dV, MACD_dT i MACD_dS dostarcza dodatkowych informacji o czynnikach wpływających na standardowe wielkości opisujące zdolność utrzymywania równowagi, takie jak długość ścieżki, średnia prędkość i zakres ruchu. Łącząc analizę zmian trendu z analizą wielkości stabilograficznych, możemy uzyskać informacje na temat częstotliwości korekcji postawy, odstępów między korekcjami i prędkości ruchu COP.

Analiza zmian trendu w ocenie równowagi ciała podczas korekt postawy w reakcji na zaburzenie [A5]

Piąty artykuł w cyklu stanowi połączenie badań nad reakcjami posturalnymi w odpowiedzi na zewnętrzny bodziec wytrącający z równowagi [A2] z innowacyjną metodą analizy zmian trendu do zdolności utrzymywania równowagi [A3, A4]. Tradycyjne metody analizy postawy, takie jak pomiary aktywności mięśni i przemieszczeń środka nacisku stóp, mogą być uzupełnione przez analizy zmian trendu (TCA). TCA, inspirowana metodami stosowanymi w analizie giełdowej, umożliwia identyfikację szybkich korekt posturalnych i analizę niecyklicznych zmian w sygnale COP, co może dostarczyć nowych informacji na temat strategii utrzymania równowagi i reakcji na destabilizujące bodźce. Artykuł jednocześnie jest odpowiedzią na potrzebę dalszego rozwoju i testowania analizy zmian trendu, w tym przypadku, w środowisku rzeczywistym, przy występowaniu rzeczywistego bodźca wytrącającego z równowagi. W niniejszym artykule została postawiona hipoteza, że wzrost prędkości COP może być wynikiem zmiany strategii utrzymania równowagi, co powinno znaleźć odzwierciedlenie w zmianach parametrów analizy trendu w sygnale COP, takich jak liczba zmian trendu oraz czas i odległość pomiędzy nimi. Celem badania było ustalenie, czy różne warunki podczas badania zjawisk związanych z przygotowaniem posturalnym wpływają na wartości wielkości uzyskanych w czasie analizy trendu.

W badaniu wzięło udział 38 osób (27 kobiet, 11 mężczyzn), o średnie wieku 23 lata, średnim wzroście 172 cm oraz średniej masie ciała 70 kg. Czynniki wykluczającymi z badań były przebyte urazy kończyn dolnych oraz problemy z równowagą. Stanowisko pomiarowe składało się z platformy mierzącej nacisk stóp (WinFDM-S), bieżni do treningu i oceny posturalnych perturbacji (BalanceTutor), umożliwiającej wprowadzenie destabilizujących przemieszczeń podłoża w kierunku AP i ML, bezprzewodowego zestawu do elektromiografii (Ultium EMG) oraz czujników IMU (Ultium Motion). Platforma stabilograficzna była umieszczona centralnie na bieżni i sztywno przymocowana. Elektrody oraz czujniki systemu do elektromiografii zostały przymocowane na powierzchni skóry we okolicach brzuśców: mięśnia piszczelowego przedniego (TA), mięśnia prostego uda (RF), mięśnia brzuchatego łydki (głowa przyśrodkowa) oraz mięśnia brzuchatego łydki (głowa boczna) (GM) - mięśni aktywnie zaangażowanych w proces

utrzymywania równowagi w kierunku przednio-tylnym. Jeden czujnik IMU został przymocowany do pasa bieżni, co umożliwiała wykrycie rozpoczęcia perturbacji w postaci poruszenia platformy na pasie bieżni i synchronizację wszystkich urządzeń (Rysunek). W pierwszej próbie uczestnicy nie wiedzieli, kiedy i w jakim kierunku nastąpi perturbacja (Tr1). W drugiej wiedzieli, że perturbacja nastąpi, ale nie znali jej dokładnego czasu ani kierunku (Tr2). W trzeciej próbie byli dokładnie informowani o czasie i kierunku perturbacji, z odliczaniem wyświetlanym na ekranie (Tr3). Podczas każdej próby platforma wykonywała dwa ruchy – do przodu i do tyłu – każdy o długości 9,5 cm i trwający 0,5 sekundy.



Rysunek 5 Stanowisko pomiarowe wraz z osobą badaną [A5]

Po wykonaniu pomiarów analizowano wartości w dziedzinie czasu, a także przeprowadzano analizę zmian trendu. W czasie analizy obliczono średnią prędkości COP oraz wielkości opisujące charakterystykę zmian trendu – całkowitą liczbę zmian trendu podczas całego testu (TCI), średnią odległość między kolejnymi punktami zmiany trendu (TCI_dS), średni czas między kolejnymi punktami zmiany trendu (TCI_dT) oraz średnią prędkość chwilowych przemieszczeń pomiędzy kolejnymi zmianami trendu (TCI_dV). Test Shapiro-Wilka wykazał brak normalnych rozkładów dla wszystkich wielkości, dlatego

w analizie statystycznej zastosowano mediany oraz testy nieparametryczne. Wielkości otrzymane w testach Tr1, Tr2 i Tr3 porównano za pomocą testu Friedmana oraz testu par Wilcoxona z poprawką Holma.

Analiza sygnałów EMG wykazała różnice w aktywacji mięśni kończyn dolnych między próbami, szczególnie w próbie Tr3, gdzie zaobserwowano wcześniejsze przygotowanie do zaburzenia równowagi (EPA i APA) [A2]. Badania potwierdziły, że różna wartość aktywacji mięśni wpływa na charakterystykę sygnałów COP, co było widoczne w zmianach wartości parametrów takich jak TCI_dS i TCI_dV. W szczególności, w próbie Tr3, na sekundę przed zaburzeniem odnotowano znaczący wzrost odległości między kolejnymi punktami oznaczającymi zmianę trendu, co sugeruje zmianę strategii utrzymania równowagi. Wzrost ten był również widoczny w liczbie przemieszczeń COP w określonych przedziałach czasowych. Wykazano, że w sytuacjach, gdy badani wiedzieli o nadchodzącym zaburzeniu, wzrastała prędkość COP (V_{COP}), co mogło wskazywać na zmianę strategii utrzymania równowagi. Mimo wzrostu V_{COP} , liczba zmian trendu (TCI) pozostała stała, co sugeruje, że zmiany te wynikały z wydłużenia odległości pokonywanych przez COP, a nie z częstszych korekt postawy. Zauważono również, że zwiększone napięcie mięśniowe, wynikające ze świadomości nadchodzącego ruchu, prowadziło do usztywnienia ciała, co mogło powodować zmiany w charakterystyce utrzymania równowagi. Badania wskazują, że reakcje ciała na zaburzenia równowagi są złożone i mogą się różnić w zależności od poziomu świadomości badanych na temat nadchodzącego zaburzenia.

Metoda analizy zmian trendu może uzupełniać tradycyjne analizy COP oraz pomiary EMG w badaniach nad przygotowaniem posturalnym (PA). Umożliwia ona określenie wielkości bazujących na TCI, które pomagają wyjaśniać przyczyny np. wzrostu prędkości COP, co ilustruje mechanizmy strategii utrzymania równowagi.

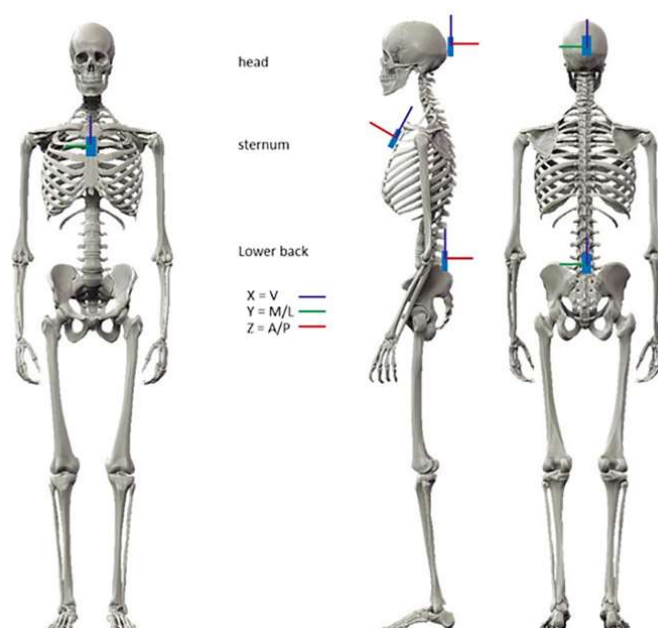
Analiza zmian trendu w równowadze posturalnej w chorobie Parkinsona [A6]

Szósty artykuł cyklu jest opisem wykorzystania innowacyjnej metody analizy trendu w badaniach zdolności utrzymywania równowagi z wykorzystaniem IMU w grupie osób z chorobą Parkinsona (PD). Badania te mogą przyczynić się w przyszłości do powszechnego stosowania analizy trendu w praktyce klinicznej, umożliwiając bardziej precyzyjne monitorowanie postępów choroby oraz tworzenie nowych metod diagnostyki w oparciu o szczegółowe analizy stabilności posturalnej pacjentów. Artykuł powstał we współpracy z Uniwersytetem w Kilonii, gdzie zostały wykonane pomiary.

Badania przedstawione w artykule mają dwa cele - zbadanie potencjalnego zastosowania analizy zmian trendu (TCA) do oceny stabilności posturalnej z wykorzystaniem IMU oraz zastosowanie tej analizy w kontekście chorób neurologicznych, w szczególności PD. Hipotezą badań jest, że TCA może różnicować osoby z chorobą Parkinsona (pwPD) i zdrowe osoby dorosłe, a także rozróżniać pomiędzy fazami "on" (PDon) i "off" (PDoff) związanymi z przyjmowaniem leków dopaminergicznych.

Grupa badawcza składała się z 61 zdrowych osób podzielonych na dwie podgrupy: młodych dorosłych (40 osób) (YO) o średniej wieku 30 lat, średnim wzroście 185 cm i średniej masie ciała 80 kg i starszych dorosłych (21 osób) (OP) o średniej wieku 73 lat, średnim wzroście 181 cm i średniej masie ciała 84 kg oraz 29 osób z chorobą Parkinsona (pwPD). Wśród podgrupy z chorobą Parkinsona 13 osób uczestniczyło w badaniu jako PDoff (ocena UPDRS III wynosiła 24 ± 10), 23 jako PDon (ocena UPDRS III wynosiła 30 ± 20), a 7 zarówno jako PDon (ocena UPDRS III wynosiła 26 ± 10), jak i PDoff (ocena UPDRS III wynosiła 27 ± 10). Wszyscy uczestnicy badań z chorobą Parkinsona byli pacjentami oddziału neurogeriatrycznego w Centrum Neurologii Uniwersyteckiego Szpitala Schleswig-Holstein w Kiel.

Trzy czujniki IMU (Ultium Motion) zostały przymocowane do ciała (na wysokości miednicy, mostka i głowy) każdej badanej osoby za pomocą elastycznych pasków (Rysunek). Uczestników poproszono o stanie w pozycji wyprostowanej z nogami razem, jedna obok drugiej i skupienie wzroku na punkcie na białej ścianie przez 10 s, jako część testu Short Physical Performance Battery.



Rysunek 6 Umiejscowienie czujników IMU [A6]

Dane z czujników IMU zostały przetworzone w oprogramowaniu MATLAB. Wyznaczono następujące wielkości dla ruchów COM: zryw (JERK) (cm^2/s^5), pole elipsy podparcia (SURFACE) (cm^2), ścieżka (PATH) (cm), średnia prędkość (MV) (cm/s), zakres przyspieszenia (RANGE) (cm/s^2) oraz błąd średniokwadratowy (RMS) (cm/s^2). Wykonana została również analiza zmian trendu [A3, A4] dla sygnału przyspieszenia, w wyniku której otrzymano wartości TCI, TCI_dT, TCI_dS oraz TCI_dV. Analiza statystyczna została przeprowadzona przy użyciu oprogramowania Matlab R2022a oraz JASP. Test Shapiro-Wilka wykazał brak normalnych rozkładów dla wszystkich wielkości, dlatego w analizie statystycznej zastosowano testy nieparametryczne. Do porównania różnic pomiędzy grupami i pozycjami czujników wykorzystano test Kruskala-Wallisa oraz test post-hoc Dunna z korekcją Bonferroniego.

Wyniki potwierdziły, że wykrywanie różnic w ruchach między segmentami ciała jest możliwe zarówno przy użyciu wielkości opisujących zdolność utrzymywania równowagi, jak i TCA, jednakże tylko TCA umożliwiła rozróżnienie stanów "on" i "off" u osób z PD. Wyniki sugerują, że podczas prostych zadań równoważnych osoby z PD mogą prezentować podobne zachowanie jak osoby zdrowe, co może być wynikiem kompensacyjnych mechanizmów w centralnym układzie nerwowym. Badanie wykazało, że leczenie dopaminergiczne może wpływać na zmiany w stabilności postawy. Wyniki TCA wskazały na większą liczbę zmian trendu (TCI) i mniejsze wartości TCI_dT w stanie "off"

w porównaniu do stanu "on", co może odzwierciedlać deficyty wizualne wynikające z niedoboru dopaminy.

Najważniejszym wnioskiem płynącym z badań jest to, że wprowadzenie analizy zmiany trendu (TCA) okazało się kluczowe w wykrywaniu znaczących różnic między stanem "on" a "off" leczenia PD, co podkreśla jej potencjał w ocenie zmian związanych z chorobą, które nie są wykrywane za pomocą konwencjonalnych parametrów.

Podsumowanie

W ramach rozprawy doktorskiej przedstawiono wyniki badań opublikowanych w szeregu artykułów naukowych, które koncentrują się na mechanizmach kontroli posturalnej i zdolności utrzymywania równowagi ciała człowieka w różnych warunkach eksperymentalnych, w tym w rzeczywistym i wirtualnym środowisku.

Uzyskane wyniki badań dostarczyły informacji, że standardowe wielkości, takie jak prędkość COP, opisujące zdolność utrzymywania równowagi są niewystarczające do określenia reakcji badanej osoby na zadane bodźce. Przydatna okazała się analiza częstotliwościowa przemieszczenia głowy, dzięki której możliwe było wyodrębnienie z grupy badawczej osób najbardziej podatnych na zaburzenia wizualne. W badaniach dotyczących wpływu rzeczywistych bodźców wytrącających z równowagi na występowanie zjawisk przygotowania posturalnego wykazano, że czynnikiem, który wywoływał zjawiska przygotowania posturalnego i gotowość do reakcji na zaburzenie była informacja o czasie nadchodzącego zaburzenia. Pokazano także, że połączenie analizy stabilograficznej, EMG i IMU daje możliwość precyzyjnej oceny mechanizmów utrzymywania równowagi. Wyniki badań potwierdziły, że metoda analizy trendu, oparta na analizie technicznej wzbogaca standardowe analizy w dziedzinie czasu i częstotliwości. Wprowadzenie analizy niecyklicznych ruchów COP pozwoliło na bardziej wnikliwą ocenę zmian strategii utrzymywania równowagi. Metoda ta znajduje zastosowanie zarówno podczas badań w wirtualnej rzeczywistości z oscylującymi zaburzeniami jak i w świecie rzeczywistym przy realnych bodźcach destabilizujących. Rozwój analiz otwiera nowe możliwości w diagnostyce zaburzeń równowagi, szczególnie w odniesieniu do chorób neurodegeneracyjnych, jak choroba Parkinsona. Zastosowanie tych narzędzi w praktyce klinicznej umożliwia wczesną detekcję zmian w stabilności posturalnej, które nie są widoczne przy użyciu tradycyjnych metod oceny równowagi.

Podsumowując, przeprowadzone badania umożliwiły realizację zakładanych celów badawczych. Zastosowanie badań z bodźcami destabilizującymi, zarówno rzeczywistymi jak i wygenerowanymi w technologii wirtualnej rzeczywistości znacząco poszerza możliwości analizy zdolności utrzymywania równowagi. Wykorzystanie metod detekcji chwilowych korekt postawy, takich jak analiza zmian trendu w sygnale COP, zwiększa

możliwości interpretacyjne zjawisk towarzyszących destabilizacji ciała osoby badanej. Tego typu podejście umożliwia bardziej precyzyjne monitorowanie stabilności posturalnej, co ma kluczowe znaczenie zarówno w rehabilitacji, jak i w prewencji upadków, a także w diagnostyce chorób neurodegeneracyjnych.