

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO  
WE WROCŁAWIU  
WYDZIAŁ FIZJOTERAPII

Piotr Zając

TEST FUNCTIONAL MOVEMENT SCREEN  
A STABILNOŚĆ POSTURALNA

Rozprawa doktorska  
wykonana w Zakładzie Fizjoterapii w Neurologii i Pediatrii  
Akademii Wychowania Fizycznego  
we Wrocławiu

Promotor:  
Prof. dr hab. inż. Michał Kuczyński

WROCŁAW 2021

## Spis treści

<b>I WSTĘP .....</b>	<b>3</b>
I 1. Wprowadzenie .....	3
I 2. Równowaga i stabilność .....	5
I 3. Posturografia w ocenie równowagi i motoryki człowieka .....	8
I 4. Metody badawcze w posturografii .....	9
I 5. Test Functional Movement Screen .....	11
I 6. Podsumowanie .....	12
<b>II CEL PRACY .....</b>	<b>14</b>
<b>III PYTANIA BADAWCZE .....</b>	<b>14</b>
<b>IV MATERIAŁ I METODY BADAWCZE .....</b>	<b>15</b>
IV 1. Osoby badane .....	15
IV 2. Metody badawcze .....	16
IV 3. Metody statystyczne .....	21
<b>V WYNIKI .....</b>	<b>22</b>
V 1. Kontrola równowagi w warunkach statycznych i test FMS .....	22
V 2. Kontrola równowagi w warunkach dynamicznych i test FMS .....	29
V 3. Kontrola równowagi w warunkach statycznych i dynamicznych .....	32
V 4. Wyniki testu FMS u kobiet i mężczyzn .....	34
V 5. Kontrola równowagi w warunkach statycznych a płeć .....	34
V 6. Kontrola równowagi w warunkach dynamicznych a płeć .....	49
<b>VI DYSKUSJA .....</b>	<b>53</b>
VI 1. Równowaga ciała a wyniki testu FMS .....	53
VI 2. Kontrola równowagi w warunkach statycznych i dynamicznych .....	58
VI 3. Functional Movement Screen a płeć .....	60
VI 4. Kontrola równowagi a płeć .....	62
<b>VII WNIOSKI .....</b>	<b>66</b>
<b>VIII PIŚMIENICTWO .....</b>	<b>67</b>
<b>STRESZCZENIE .....</b>	<b>73</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>75</b>
<b>SPIS RYCIN .....</b>	<b>77</b>
<b>SPIS TABEL .....</b>	<b>79</b>

## I WSTĘP

### I 1. Wprowadzenie

Aktywność fizyczna od zawsze jest moim życiowym kompanem. Będąc dzieckiem każdy dzień spędzałem na podwórku lub szkolnym boisku grając w rozmaite gry i zabawy sportowe. Niestety jako nastolatek, uczestnicząc w kolejnym intensywnym treningu piłki nożnej, zwichnąłem rzepkę. Dopiero po kilku miesiącach wróciłem na boisko. Już wtedy obawiałem się nawrotu kontuzji, mimo że nie było po niej śladu. Po około roku lęk ustąpił i wtedy podczas turnieju piłki nożnej zdarzyło się najgorsze - po raz kolejny doznałem tego samego urazu. Przechodząc rehabilitację i wracając do pełni sił zainteresowałem się fizjoterapią i między innymi ta praca jest tego wynikiem.

Na przestrzeni kolejnych lat moja kontuzja powracała jeszcze kilka razy. Postanowiłem wtedy poszukać możliwych przyczyn i rozwiązań, które pozwolą zapobiec kolejnym urazom. Obecnie w wielu dziedzinach medycyny przyjmuje się model 4P (predictive, preventive, personalized, participatory medicine). Kładzie się w nim coraz większy nacisk na predykcję, prewencję, spersonalizowane podejście do jednostki, a także aktywny udział jej samej w dbaniu o własny stan zdrowia (Sagner i wsp., 2017). Jako jeden z elementów tego modelu stosowane są badania przesiewowe, co umożliwia wdrażanie działań profilaktycznych, nawet przed wystąpieniem pierwszych objawów choroby. Tym samym, wcześniej można podjąć leczenie i zwiększyć prawdopodobieństwo na szybki powrót do zdrowia. Kliniczne testy przesiewowe są bardzo ważnymi składowymi predykcji oraz idącej za nią prewencji (Kalbarczyk i Mackiewicz-Łyziak, 2019).

W fizjoterapii podczas badań przesiewowych oceniane jest między innymi występowanie wad postawy, zmian zwyrodnieniowych oraz ryzyko wystąpienia urazu. Zastosowanie znajdują tutaj ocena manualna, wizualna, a także badania funkcjonalne. Jednym z nich jest test Functional Movement Screen (FMS). Obejmuje 7 zadań ruchowych wykorzystujących podstawowe wzorce ruchowe, charakterystyczne dla wielu aktywności ruchowych. FMS sprawdza jakość wykonywanych zadań, która przekłada się na stan funkcjonalny badanej osoby. Rozpoznanie niekorzystnych kompensacji ruchowych pozwala na wdrożenie treningu lub terapii, która pozwoli je wyeliminować. W ten sposób, dzięki weryfikacji możliwości ruchowych i korekcji błędnych wzorców, jest możliwa

predykcja i prewencja urazów i ich następstw (Bunn i wsp., 2019; Chorba i wsp., 2010; Cook i wsp., 2014a, 2014b; Kiesel i wsp., 2007; Landis i wsp., 2018; Linek i wsp., 2019; Shojaedin i wsp., 2014).

Jednocześnie, dzięki coraz bardziej zaawansowanej technologii, możemy sięgać po narzędzia pozwalające na bardziej obiektywne i precyzyjne badanie stanu funkcjonalnego. Jedną z form tego typu badań funkcjonalnych jest coraz częściej stosowana posturografia. Przy jej pomocy jesteśmy w stanie dogłębnie zbadać właściwości i jakość układu równowagi ciała. Tym samym ocenić skuteczność mechanizmów i procesów sensomotorycznych odpowiedzialnych za zdolność do utrzymywania równowagi ciała. Co ważne, badania posturograficzne pozwalają analizować spontaniczne zachowania i reakcje posturalne jakimi posługuje się człowiek. Odruchowy charakter regulacji pozycji stojącej stwarza możliwości zarejestrowania oraz identyfikacji automatycznych mechanizmów i strategii posturalnych. Stosując tego typu badania możemy ocenić m. in. ryzyko wystąpienia upadków, a co za tym idzie związanych z nimi urazów. Dzięki temu można wcześniej zastosować protokoły postępowania, ukierunkowane na zwiększenie stabilności posturalnej i prewencji upadków (Hrysomallis, 2007, 2011; McGuine i Keene, 2006).

Udział kontroli równowagi jest konieczny niemalże przy każdym akcie ruchowym człowieka. W tym także podczas testów funkcjonalnych jakim jest FMS. Niewiadomą pozostaje jednak, jak dużą rolę w przypadku tego testu ma poziom stabilności posturalnej. Mnogość parametrów, a także poziom skomplikowania stabilności posturalnej sprawia, iż wyniki badań posturograficznych nie są łatwe do interpretacji. Dotychczas autorzy zajmujący się podobną tematyką uzyskiwali obiecujące wyniki. Potwierdzone zostały między innymi korelacje pomiędzy wynikami testu FMS a testem Y-balance test oraz Star Excursion Balance Test (Armstrong, 2020; Pourheydari i wsp., 2018; Scudamore, 2019; Teyhen, 2014). Poza wyżej wymienionym, związki z wynikami FMS stwierdzono także w przypadku badań przy użyciu platformy Biodex Balance System, AccuSwayPLUS oraz testu Balance Error Scoring System (Clifton, 2013; Trindande, 2017; Harshbarger, 2018; Scudamore, 2019). Dokładna analiza wykrytych zależności umożliwi jeszcze skuteczniejszą personalizację treningów czy terapii ukierunkowanych na prewencję urazów. Zbadane korelacje pomiędzy wynikami testu FMS a kontrolą równowagi

potwierdzają jego wrażliwość na deficyty stabilności posturalnej. Dzięki temu można wykorzystywać test FMS lub jego części do oceny kontroli równowagi. Umożliwia to skrócenie czasu badań przesiewowych co przełoży się na możliwości przebadania większej grupy w krótszym czasie. Kierując na rozszerzone badania równowagi jedynie osoby, które znajdują się w grupie zwiększonego ryzyka wystąpienia urazu, na co wskażą ich wyniki w teście FMS. Związki pomiędzy tymi dwiema formami predykcji urazów wciąż wymagają jednak bardziej szczegółowej analizy, którą zamierzam w ramach tej pracy przeprowadzić.

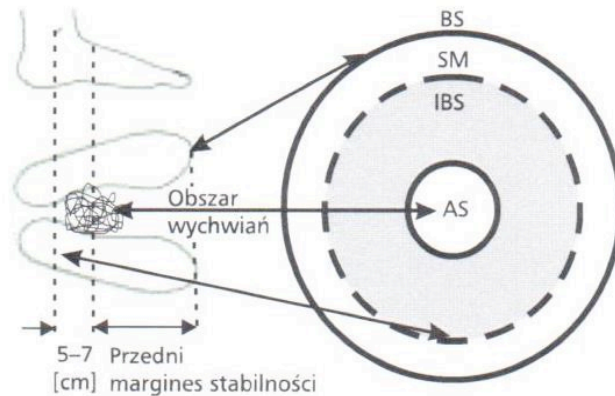
## **I 2. Równowaga i stabilność**

Definiując pojęcie równowagi, należy się odwołać do kilku jej aspektów. Z jednej strony jest rozpatrywana jako umiejętność realizowana przez układ równowagi, którego upośledzenie może prowadzić do upadków. Jednak według najnowszych interpretacji powinna być traktowana jako wielowymiarowa forma aktywności. Bowiem jej utrzymanie wymaga interakcji wielu układów naszego ciała. Między innymi funkcji poznawczych, układu wzrokowego, somatosensorycznego, wertykalnego, a także układu nerwowego i mięśniowego (Kłós i wsp., 2019; Thomas i wsp., 2014). Współpraca powyższych systemów naszego ciała umożliwia osiągnięcie oraz utrzymanie stanu równowagi. Podczas niego COM, czyli rzut środka masy ciała na płaszczyznę podparcia, pozostaje w obrębie granic stabilności. W tym czasie siły działające na nasze ciało równoważą się z siłami generowanymi przy współdziałaniu wcześniej wymienionych układów (Błaszczuk i Czerwosz, 2005; Kuczyński i wsp., 2012). W pozycji stojącej, proporcje i wielostawowy charakter naszego ciała potęgują konieczność nieprzerwanej reakcji na siły destabilizujące. Jest to proces ciągły, ponieważ grawitacja nie przestaje na nas oddziaływać. W związku z tym możemy przyjąć, że nawet stojąc wciąż się poruszamy. Niezmiennie znajdujemy się bowiem w stanie równowagi chwiejnej, podczas którego COM wciąż oscyluje. Podział na równowagę statyczną i dynamiczną, będzie miał jedynie charakter teoretyczny. Poprawnie należy przyjąć, że równowaga może być badana w warunkach statycznych, gdzie należy utrzymać swobodną pozycję stojącą. Ponadto, może być również oceniana w warunkach dynamicznych, kiedy stan równowagi należy utrzymać wykonując zadanie równoważne,

czy też np. sprzeciwiając się czynnikom zakłócającym. Na wyniki badań w warunkach statycznych będą miały wpływ czynniki genetyczne i środowiskowe, natomiast w warunkach dynamicznych przede wszystkim będą to te drugie (Sergienko i Starosta, 2003). Wobec powyższych, równowaga ciała człowieka jest stanem do jakiego nieustannie dążymy, a ocenie poddawana jest jej wielowymiarowa kontrola, której ten stan jest jedynie wypadkową (Kuczyński i wsp., 2012).

Poziom kontroli równowagi jest bezpośrednio związany ze stabilnością, rozumianą jako swoista odporność na destabilizujące nas siły. Umożliwia ona zachowanie równowagi zarówno podczas oddziaływania czynników zewnętrznych jak i wewnętrznych. Stabilność jest wyrazem współdziałania układów odpowiedzialnych za kontrolę równowagi, a także ich poziomu adaptacyjności do zmieniających się warunków (Kuczyński i wsp., 2012). Wyróżniamy stabilność bierną i czynną, tą pierwszą spotykamy głównie w mechanice. Opiera się ona na odległości COM od granicy stabilności. Jednak w biomechanice stabilność bierna objawia się dopiero w momencie udziału stabilności czynnej, która polega na aktywnej reakcji układu nerwowego i mięśniowego na dostarczane bodźce aferentne. Wspomniana odległość COM od granicy stabilności jest swoistym wskaźnikiem jej poziomu odporności na czynniki destabilizujące. Wyodrębnić możemy teoretyczną i rzeczywistą granicę stabilności. Pierwsza z nich, wyznaczana jest przez obwiednię stóp, nie jest możliwa do osiągnięcia, gdyż nasz układ nerwowy pozostawia pewien margines bezpieczeństwa, umożliwiając wprowadzenie korekty przywracającej równowagę (Ryc. 1). Oddziela on teoretyczną granicę stabilności od rzeczywistej, określającej obszar, w którym możemy się wychylać, bez utraty kontroli równowagi (Błaszczuk i Czerwosz, 2005). Rzeczywistą granicę stabilności bada się przy pomocy maksymalnych kontrolowanych wychyleń ciała, podczas których monitorowane są przemieszczenia COM względem płaszczyzny podparcia. Im większa możliwość wychylenia, tym większy obszar stabilności (Kuczyński i. wsp., 2012). Podczas poruszania się w granicach stabilności wykorzystujemy strategie posturalne, które pozwalają na powrót do stanu równowagi. Wyróżniamy trzy główne strategie, jedną z nich jest strategia stawu skokowego. Wykorzystywana w sytuacjach niewielkich przemieszczeń COM, najczęściej w płaszczyźnie strzałkowej. Angażuje przede wszystkim jednostki mięśniowe zaopatrujące staw skokowy. Drugą bardzo ważną strategią, stosowaną w reakcji na

większe zaburzenia równowagi, jest strategia stawu biodrowego. W obronie przed utratą równowagi aktywizowane są mięśnie wpływające na ruch w stawie biodrowym. Przy wąskiej podstawie podparcia, umożliwia to szybką reakcję w postaci natychmiastowego przemieszczenia COM w odpowiedzi na czynnik destabilizujący. Trzecią główną strategią posturalną jest strategia kroku, która w momencie destabilizacji błyskawicznie zwiększa powierzchnie podstawy podparcia przez wykonanie wykroku (Błaszczyk, 2004). Interesującym przykładem strategii posturalnej jest korekcja antycypacyjna, która jest stosowana gdy możemy przewidzieć wynik oddziaływania czynnika destabilizującego. W takiej sytuacji, przez napięcie odpowiednich grup mięśniowych, przesuwamy COM w kierunku przeciwnym do spodziewanych sił zakłócających. W ten sposób zwiększamy przejściowo swoją stabilność, co potwierdza adaptacyjność i odporność podlegającego naszej kontroli układu równowagi (Kuczyński i wsp., 2012).



Rycina 1. Granice stabilności człowieka. Obrys płaszczyzny podparcia wyznaczający granicę teoretyczną (BS) oddziela od rzeczywistej granicy stabilności (IBS) margines stabilności (SM). Obszar wychwiał podczas stania swobodnego (AS). (Błaszczyk i Czerwosz, 2005)

### I 3. Posturografia w ocenie równowagi i motoryki człowieka

Formy badań służące do ewaluacji poziomu kontroli równowagi w medycynie mają głównie charakter jakościowy. Interpretując wyniki możemy otrzymać informacje o wystąpieniu zaburzeń lub też ich braku. Subiektywna analiza oraz niska wrażliwość tego typu oceny skłania do poszukiwania bardziej zaawansowanych możliwości diagnostycznych. Tego typu badania mają swoje plusy, takie jak łatwość przeprowadzenia i szybkość uzyskania wyników. Jednak między innymi ich możliwości diagnostyczne pod kątem stopniowania występujących zaburzeń oraz porównywania wyników są doskonałą motywacją do stosowania także innych badań. Odpowiedzią na braki jakościowej oceny kontroli równowagi, jest co raz częściej wykorzystywana ocena ilościowa. W tym przypadku otrzymujemy wymierne rezultaty niosące ze sobą o wiele większą wartość kliniczną. Powtarzalne oraz obiektywnie interpretowane wyniki są możliwe do uzyskania przy zastosowaniu posturografii. Stosowane są w niej platformy sił, które pozwalają na monitorowanie przemieszczeń punktu określanego jako wypadkowa sił reakcji podłoża, COP (ang. center of pressure). W ten sposób rejestrowane są nie tylko zmiany położenia COM, ale też siły, które bezpośrednio wpływają na dynamikę tych przemieszczeń.

Na podstawie sygnału COP najczęściej wylicza się parametry liniowe takie jak jego zakres, odchylenie standardowe, średnią prędkość i częstotliwość (Kuczyński i wsp., 2012; Palmieri i wsp., 2002). Ponadto w ostatnich latach zaczęto również stosować parametry nieliniowe – wymiar fraktalny i entropie. Wymiar fraktalny dotyczy złożoności sygnału kołysania, która przekłada się na zmiany pomiędzy stabilnością i adaptacyjnością układu równowagi. Wraz ze wzrostem złożoności, wzrasta także liczba stopni swobody, w reakcji na warunki środowiskowe (Carpenter i wsp., 2001; van der Kooij i wsp., 2011). Z kolei entropia odnosi się do ilości uwagi poświęcanej na realizację zadania równoważnego. Wysokie wartości tego parametru są odwrotnie proporcjonalne do ilość zaangażowania w proces utrzymywania równowagi, co świadczy o wysokim poziomie automatyzmu. To z kolei będzie świadczyć o stabilności układu, ale także o mniejszej adaptacyjności na nowe bodźce (Borg i Laxaback, 2010; Donker i wsp., 2007; Strang i wsp., 2011). Parametry nieliniowe pokazują szerszy obraz procesu kontroli równowagi, ale wymagają jeszcze badań, które umożliwią ich lepszą interpretację.



#### **I 4. Metody badawcze w posturografii**

Posturografia opiera swoje badania na monitorowaniu przemieszczeń sygnału COP lub COM. W zależności od badanej grupy, wykorzystywane są różne formy zadań równoważnych. W przypadku osób ze stwierdzonymi zaburzeniami kontroli równowagi stosowane są łatwiejsze próby. Z kolei u sportowców stosuje się zmodyfikowane zadania równoważne. Znacznie bardziej wymagające., tak aby uzyskać wiarygodne wyniki, które pozwolą zróżnicować badanych mimo ich wysokiego poziomu kontroli równowagi. Często mimo użycia najnowszych platform sił i szerokiego wachlarza parametrów wyniki nie pozwalają na wiarygodną weryfikację zdolności równoważnych osób badanych. W takich wypadkach należy zastosować utrudnienia zarówno zewnętrzne jak i wewnętrzne. Pierwsze z nich odnoszą się np. do wykorzystania niestabilnego podłoża, a te drugie polegają np. na wyłączeniu zmysłu wzroku. Rozpatrując różne formy metod badawczych występujących w posturografii, można wyróżnić dwie główne grupy. Pierwszą z nich będą badania w warunkach statycznych, do których wykorzystywane są platformy sił, których położenie nie zmienia się podczas badania. Do drugiej grupy zaliczamy badania oceniające kontrolę równowagi w warunkach dynamicznych. Podczas nich platforma, na której staje badany jest ruchoma lub są wprowadzane inne perturbacje zewnętrzne (Petro i wsp., 2017). Zastosowanie wyżej wymienionych modyfikacji pozwala lepiej poznać strategie posturalne oraz mechanizmy obronne mające zapobiegać utracie równowagi. Co więcej badania osób o skrajnych parametrach funkcjonalnych umożliwiają skojarzenie występujących deficytów i kompensacji z wynikami badań posturograficznych. Stosując przy tym platformy sił, mamy możliwość uzyskania obiektywnego i mierzalnego wyniku wyrażonego w dobrze już poznanych parametrach liniowych sygnału COP. Ponadto użycie parametrów nieliniowych – entropii oraz wymiaru fraktalnego, pozwoli na jeszcze lepszą interpretację strategii posturalnych i poszerzenie wiedzy na temat działania układu równowagi (Błaszczuk i Klonowski, 2001).

#### **I 4.1 Ocena kontroli równowagi w warunkach statycznych**

Ogólny dobrostan fizyczny często jest tylko pozorny, bowiem niekoniecznie jest związany z prawdziwym obliczem stanu funkcjonalnego danej jednostki. Nierzadko, wiele kompensacji ruchowych ukrywa występujące deficyty. Wyprostowana postawa ciała towarzyszy człowiekowi już od kilku milionów lat. Jest to jedna z najczęściej przyjmowanych pozycji w życiu każdego człowieka. Dzięki temu jej utrzymanie, zwłaszcza w warunkach statycznych, przebiega niemal całkowicie automatycznie wymagając tylko minimalnych zasobów uwagi. W związku z tym możemy zaobserwować instynktowne zachowania i reakcje układu równoważnego. Niestety, stwarza to także pewne problemy interpretacyjne, wynikające z mnogości występujących mechanizmów i strategii posturalnych oraz ich zmiennym udziałem w procesie utrzymywania równowagi ciała (Palmieri i wsp., 2002). W związku z powyższym w warunkach statycznych, aby bardziej zaktywizować układ równoważny stosuje się różne modyfikacje protokołów eksperymentalnych. Należą do nich między innymi różnego rodzaju pozycje o zmniejszonej płaszczyźnie podporu, wyłączenie zmysłu wzroku czy wykonywanie drobnych zadań myślowych. Jedną z form badań w warunkach statycznych jest także ocena kontroli równowagi podczas maksymalnych wychyleń ciała, gdzie zbliżamy się do granicy stabilności (Zajac i wsp., 2017). Jest to nic innego jak badanie zdolności do utrzymywania równowagi w warunkach podobnych do tych, które poprzedzają upadek. Zbadanie strategii posturalnych występujących w pobliżu granicy stabilności umożliwi dokładniejsze poznanie mechanizmów pozwalających zachować równowagę. Pomoże to w przygotowywaniu skuteczniejszych interwencji profilaktycznych służących do prewencji upadków i urazów, będących ich następstwem.

#### **I 4.2 Ocena kontroli równowagi w warunkach dynamicznych**

Innym ze sposobów oceny kontroli równowagi przy pomocy posturografii, jest wykonywanie badań w warunkach dynamicznych. Wyróżniamy kilka form warunków dynamicznych stosowanych w badaniach posturograficznych. Zaliczamy do nich między innymi wykorzystanie platform, które stale poruszają się, lub są niestabilne w trakcie

badania. Ponadto mogą być także stosowane zakłócenia zewnętrzne (pociągnięcia, pchnięcia, rotacje), występujące stale lub nagle. Ocenie poddawane są reakcje na nie oraz możliwości przywrócenia równowagi po ich wystąpieniu. Jako warunki dynamiczne są uznawane również zmiany pozycji w trakcie badania. W niektórych przypadkach w zależności od badanej grupy i charakteru badań stosuje się kombinacje wszystkich powyższych warunków (Bączkiewicz i wsp., 2017; Kuczyński i wsp., 2012; Petro i wsp., 2017). Stosowane bodźce mają odwzorować rzeczywiste sytuacje występujące w życiu codziennym, co ma przełożyć się na maksymalizację implikacji praktycznych z ich wyników. Do przeprowadzania tego typu badań używane są również platformy sił, umożliwiające komputerową rejestrację i analizę parametrów posturograficznych. Uzyskane podczas nich wyniki są obiektywne i powtarzalne. Pozwala to na porównywanie protokołów treningowych zwiększających stabilność, ale też na przykład monitorowanie postępów w trakcie powrotu do zdrowia po urazach. Przykładem takiej platformy jest Biodex Balance System SD, którego podstawa w zależności od zastosowanych ustawień może być mniej lub bardziej niestabilna. Dzięki temu jest możliwe dostosowanie poziomu trudności zadania równoważnego do umiejętności osoby badanej. Przekłada się to na dużą wrażliwość wykrywania zaburzeń kontroli równowagi, zarówno osób z deficytami stabilności jak i osób zdrowych oraz sportowców (Bączkiewicz i wsp. 2017; Mojza i wsp., 2015).

## **I 5. Test Functional Movement Screen**

Diagnostyka funkcjonalna pełni obecnie bardzo ważną rolę w opiece fizjoterapeutycznej przede wszystkim sportowców, ale także osób nietreningujących. Jest wykorzystywana zarówno do oceny ryzyka wystąpienia urazu jak i efektów zastosowanego leczenia już po ich wystąpieniu. Łatwe do przeprowadzenia i ustandaryzowane testy przesiewowe są szeroko stosowane od lat. Między innymi test Functional Movement Screen pozwala w krótkim czasie ocenić ogólny stan funkcjonalny badanej osoby. Opiera się on na fundamentalnych wzorcach ruchowych i może być wykorzystywany do badania dzieci, dorosłych oraz osób starszych. Uniwersalne dla wielu dyscyplin sportowych i codziennych aktywności zadania ruchowe składające się na ten test są oceniane pod

kątem jakości ich wykonania. W przypadku występujących kompensacji, w tym asymetrii uzyskuje się niższy wynik, co może świadczyć o zwiększonym ryzyku odniesienia urazu. Test FMS składa się z 7 punktowanych zadań ruchowych oraz 3 testów prowokacyjnych, które wykluczają osoby odczuwające podczas nich ból. Za każde z głównych zadań można uzyskać 3 punkty, a maksymalnie można ich zdobyć 21. W przypadku wystąpienia bólu podczas wykonywania zadania ruchowego zostaje za nie przyznanych 0 punktów. Spośród 7 głównych zadań 5 jest wykonywanych zarówno dla lewej i prawej strony, co pozwala na wykrycie ewentualnych asymetrii, które są potwierdzonym czynnikiem ryzyka wystąpienia urazu (Cook i wsp., 2014a, 2014b).

FMS jest nieinwazyjny i nie zajmuje dużo czasu, a przy tym cechuje się dużą powtarzalnością (Minick i wsp., 2010; Teyhen i wsp., 2012). Ponadto do jego wykonania nie jest konieczny drogi sprzęt, co również zwiększa możliwości jego stosowania, umożliwiając wykonywanie go niemal wszędzie, a nie tylko w laboratoriach i specjalnych placówkach. Wyniki testu przekładają się na ryzyko odniesienia kontuzji, w badaniach potwierdzono, iż wynik poniżej 14 pkt. zwiększa prawdopodobieństwo wystąpienia urazu (Bunn i wsp., 2019; Chorba i wsp., 2010; Kiesel i wsp., 2007; Landis i wsp., 2018). Podczas wykonywania testu FMS osoby badane muszą wykazać się mobilnością i stabilnością kończyn górnych i dolnych oraz tułowia. Na podstawie uzyskanych wyników można opracować spersonalizowane plany treningowe, tak aby wyeliminować poszczególne kompensacje co umożliwi prewencje przyszłych urazów.

## **I 6. Podsumowanie**

Potwierdzone zależności pomiędzy wynikami testu FMS a kontrolą równowagi dotyczą obecnie przede wszystkim badań w warunkach dynamicznych. Przy czym w większości wykorzystywano przy nich testy, niewykorzystujące zaawansowanego sprzętu. Z uwagi na to otrzymywane wyniki nie są skomplikowane, ale też przynoszą jedynie niewielką ilość informacji. Niewielka ilość badanych (maksymalnie 64 osoby), również ogranicza statystyczne możliwości interpretacji otrzymanych wyników (Teyhen i wsp., 2014). Przy czym dodatkowy podział grup badanych ze względu na płeć może być istotnym czynnikiem, który autorzy zalecają wziąć pod uwagę przy dalszych badaniach

(Harshbarger i wsp., 2018; Lockie i wsp., 2015; Pourheydari i wsp., 2018). W prezentowanym projekcie, duża grupa badana przypuszczalnie pozwoli lepiej poznać zależności pomiędzy rezultatami FMS oraz kontrolą równowagi lub potwierdzić ich brak. Ponadto zastosowane zostaną zróżnicowane formy badania stabilności posturalnej zarówno na platformie statycznej jak i dynamicznej. Dodatkową wartość wnoszą zastosowane parametry stabilograficzne, w tym parametry nieliniowe – entropia i wymiar fraktalny, których obecne interpretacje zdają się wskazywać na ich powiązanie z ogólną koordynacją ruchową. Umożliwi to poznanie, a także porównanie szerokiego wachlarza uzyskanych rezultatów. Zbadane zostaną również zależności uzyskanych wyników w kontekście płci, co jak donoszą inni autorzy może mieć istotny wpływ na poszczególne korelacje.

W odróżnieniu od posturografii, do wykonania testu FMS nie jest stosowany zaawansowany technicznie sprzęt, przez co Functional Movement Screen może być częściej stosowany. Jednak nie jest też tak wrażliwy i precyzyjny jak posturografia, przez co oba badania mogą się wzajemnie uzupełniać. Hipotetyczny związek pomiędzy jakością wzorców ruchowych, a posturografią umożliwi lepszą interpretację wyników oraz ich korelację z poszczególnymi deficytami funkcjonalnymi. Przypuszczalnie dzięki wszechstronności testu FMS, będzie można wyróżnić najważniejsze cechy funkcjonalne, które warunkują dobrą stabilność posturalną. Dodatkowo zostanie uzyskana informacja na temat ewentualnych różnic w wynikach poszczególnych testów pomiędzy kobietami, a mężczyznami. W przypadku znaczących rozbieżności, będzie to wyraźna wskazówka, potwierdzająca zasadność konstruowania programów profilaktycznych z uwzględnieniem płci. Te odpowiedzi mogą ułatwić predykcję i prewencję urazów oraz umożliwić bardziej efektywne programowanie terapii pacjentów wracających do zdrowia po urazach. Każda próba wymiernego usystematyzowania otaczającej nas rzeczywistości jest niewątpliwie dużym wyzwaniem. Jednak dzięki tego typu badaniom, przypuszczalnie można zwiększyć implikacje praktyczne, a zarazem sam potencjał badań równoważnych jak i testów funkcjonalnych.

## **II CEL PRACY**

Celem badań jest porównanie rezultatów i zbadanie związków pomiędzy wynikami testu Functional Movement Screen, a zdolnością zachowania równowagi badaną przy pomocy platform sił u zdrowych młodych osób.

## **III PYTANIA BADAWCZE**

1. Czy i jakie związki występują pomiędzy wynikami testu FMS a kontrolą równowagi w warunkach statycznych oraz dynamicznych?
2. Czy i jakie związki występują pomiędzy kontrolą równowagi w warunkach statycznych i dynamicznych?
3. Czy i jakie różnice występują w wynikach testu FMS pomiędzy kobietami i mężczyznami?
4. Czy i jakie różnice występują w kontroli równowagi w warunkach statycznych i dynamicznych pomiędzy kobietami i mężczyznami?

## IV MATERIAŁ I METODY BADAWCZE

### IV 1. Osoby badane

W badaniach wzięło udział 130 dorosłych kobiet i mężczyzn. Osoby badane zamieszkiwały na terenie Opola. Przed przystąpieniem do badań dokonano podstawowych pomiarów cech somatycznych tj. wysokości i masy ciała, po czym na ich podstawie określono wskaźnik BMI. Ponadto na podstawie kwestionariusza International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) oceniono aktywność fizyczną (Papathanasiou i wsp., 2015). Wśród osób badanych było 79 kobiet i 51 mężczyzn. Wartości cech somatycznych, aktywności fizycznej i wieku przedstawiono w tabeli 1. Dokonano dodatkowego podziału na grupy ze względu na wynik ogólny testu FMS. Obliczenia wykonano w grupach utworzonych ze względu na płeć oraz wynik ogólny testu FMS.

Tabela 1. Wartości średnie z odchyleniem standardowym cech somatycznych ciała i wieku, liczba osób z danym poziomem aktywności fizycznej wg IPAQ i wartości procentowe jakie stanowi w stosunku do grupy badawczej dla wszystkich osób badanych oraz wydzielonych z nich grup  $\leq 14$  pkt. i  $\geq 15$  pkt. wyniku FMS

	<b>Osoby badane</b> [n=130]	<b><math>\leq 14</math> pkt.</b> [n=53]	<b><math>\geq 15</math>pkt.</b> [n=77]
<b>Wiek [lata]</b>	22,05 $\pm$ 1,26	22,02 $\pm$ 1,27	22,07 $\pm$ 1,26
<b>Masa [kg]</b>	71,52 $\pm$ 15,99	72,73 $\pm$ 18,70	70,52 $\pm$ 13,4
<b>Wysokość [cm]</b>	172,05 $\pm$ 9,98	170,54 $\pm$ 10,01	173,31 $\pm$ 9,84
<b>BMI [kg/m<sup>2</sup>]</b>	23,95 $\pm$ 3,81	24,75 $\pm$ 4,69	23,29 $\pm$ 2,74
<b>IPAQ Niski</b>	5 (3,85%)	3 (5,66%)	2 (2,60%)
<b>IPAQ Średni</b>	31 (23,85%)	16 (30,19%)	15 (19,48%)
<b>IPAQ Wysoki</b>	94 (72,31%)	34 (64,15%)	60 (77,92%)

Tabela 2. Wartości średnie z odchyleniem standardowym cech somatycznych ciała i wieku, liczba osób z danym poziomem aktywności fizycznej wg IPAQ i wartości procentowe jakie stanowi w stosunku do grupy badawczej dla wszystkich osób badanych oraz wydzielonych z nich grup na podstawie płci

	<b>Osoby badane</b> [n=130]	<b>Kobiety</b> [n=79]	<b>Mężczyźni</b> [n=51]
<b>Wiek</b> [lata]	22,05 ± 1,26	21,96 ± 1,19	22,18 ± 1,35
<b>Masa</b> [kg]	71,52 ± 15,99	63,60 ± 11,83	83,80 ± 13,73
<b>Wysokość</b> [cm]	172,05 ± 9,98	166,32 ± 6,53	180,94 ± 7,59
<b>BMI</b> [kg/m <sup>2</sup> ]	23,95 ± 3,81	22,93 ± 3,68	25,54 ± 3,48
<b>IPAQ Niski</b>	5 (3,85%)	3 (3,80%)	2 (3,92%)
<b>IPAQ Średni</b>	31 (23,85%)	21 (26,58%)	10 (19,61%)
<b>IPAQ Wysoki</b>	94 (72,31%)	55 (69,62%)	39 (76,47%)

Wszystkie osoby badane zadeklarowały dobry ogólny stan zdrowia oraz brak urazów ortopedycznych i neurologicznych w ciągu ostatnich 3 miesięcy. Ponadto warunkiem przystąpienia do badań było nieuczestniczenie w intensywnym wysiłku fizycznym w czasie 24 godzin przed ich rozpoczęciem. Badania zostały przeprowadzone zgodnie z metodologią badań naukowych w pracowni biomechaniki Wydziału Wychowania Fizycznego i Fizjoterapii Politechniki Opolskiej. Przed rozpoczęciem badań wszyscy osoby biorące w nich udział zostały zapoznane z ich przebiegiem i wykorzystaniem wyników. Osoby uczestniczące w badaniach знаły ich cel i dobrowolnie zgodziły się w nich uczestniczyć. Projekt naukowy spełniał kryteria etyczne i został przeprowadzony za zgodą Komisji Bioetycznej działającej przy Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu.

## **IV 2. Metody badawcze**

### **IV 2.1 Kontrola równowagi w warunkach statycznych**

Badanie kontroli równowagi w warunkach statycznych zostało przeprowadzane na platformie stabilograficznej marki Kistler. Zadanie każdej badanej osoby polegało na wykonaniu łącznie sześciu prób, trwających 20 sekund każda, które były oddzielone od



siebie 1 minutą przerwy. W pierwszej próbie pomiar parametrów stabilograficznych odbywał podczas stania swobodnego. W drugiej próbie w maksymalnym wychyleniu do przodu, a w trzeciej w największym możliwym wychyleniu do tyłu (Głowacka i wsp., 2007; Juras i wsp., 2008, Zajac i wsp., 2017). Podczas pierwszych 3 prób badani mieli koncentrować wzrok na znaczniku umiejscowionym 2 m przed nimi na wysokości 1,6 m. Kolejne trzy próby obejmowały te same pozycje, lecz bez kontroli wzroku. Badane osoby przystąpiły do badania bez obuwia, stojąc obunóż ze stopami ustawionymi w ten sam sposób w stosunku do pomocniczych linii umieszczonych na platformie. Osoby biorące udział w badaniu zostały poinstruowane, aby podczas wychyleń nie odrywać stóp od podłoża, a kończyny górne były swobodnie ułożone wzdłuż ciała.

Podczas każdej z prób rejestrowano przemieszczenia punktu przyłożenia wypadkowej siły reakcji podłoża w płaszczyźnie czołowej oraz płaszczyźnie strzałkowej. Częstotliwość próbkowania wynosiła 100 Hz. Następnie do analizy i przetwarzania zgromadzonych danych posłużył program Matlab. Analizie poddano parametry stabilograficzne sygnału COP, w tym parametry liniowe takie jak:

- amplituda [mm] - jest miarą wielkości wychwiał wykresu od jego linii środkowej, wraz z jej wzrostem pogarsza się jakość wykonania zadania równoważnego,
- zakres [mm] – jest różnicą między największą, a najmniejszą wartością zmierzonego szeregu czasowego tworzącego wykres sygnału, większe wartości wskazują na pogorszoną jakość wykonania zadania równoważnego,
- średnia prędkość [mm/s] - wyznaczana na podstawie ilorazu długości drogi przebytej przez sygnał COP przez czas pomiaru, określa aktywność układu równowagi ciała, im większa tym wykonywane zadanie równoważne jest trudniejsze,
- częstotliwość [Hz] - wyliczana na podstawie średniej prędkości i amplitudy sygnału COP. Jej większe wartości przekładają się na występujące deficyty równowagi lub zwiększoną trudność wykonywanego zadania.

Ponadto przeanalizowano parametry nieliniowe:

- wymiar fraktalny [-] - będący miarą złożoności i adaptacyjności sygnału COP, charakteryzuje chaos występujący w przypadku sygnałów biologicznych. Przy jego

wzroście mamy do czynienia ze spadkiem stabilności i jednocześnie zwiększeniem adaptacyjności układu równowagi,

- entropia [-] - przekłada się na poziom automatyzmu w reakcjach równoważnych, z kolei im mniejsze jej wartości, tym więcej uwagi jest poświęcane na kontrolę równowagi.

Wysoka wrażliwość powyższych parametrów na zmiany położenia sygnału COP umożliwia wiarygodną ocenę kontroli równowagi w warunkach statycznych. Wykorzystywanie ich w wielu badaniach potwierdza ich wartość i skuteczność jako właściwych do oceny reakcji posturalnych. (Błaszczyk i Klonowski, 2001; Doyle i wsp., 2005; Kuczyński i wsp., 2012; Lin i wsp., 2008; Raymakers i wsp., 2005).

#### **IV 2.2 Kontrola równowagi w warunkach dynamicznych**

Badanie posturograficzne w warunkach dynamicznych zostało wykonane na platformie Biodex Balance System SD, która umożliwia jednoczesne 20° odchylenie w płaszczyźnie strzałkowej oraz czołowej. Poziom wychwiał regulowany jest w 12-stopniowej skali, gdzie poziom 1 jest najbardziej niestabilny. W badaniach wykorzystano zmodyfikowany Test Stabilności Posturalnej (Postural Stability Test). Test w staniu obunóż składał się z trzech prób trwających po 30 sekund, w których poziom niestabilności platformy został ustalony na 1 oraz po 5 minutach przerwy, kolejnych trzech prób z poziomem niestabilności ustalonym na 6. Osoby badane stały na platformie bez obuwia ustawiając stopy zgodnie z liniami pomocniczymi. Zadaniem badanych było utrzymanie możliwie najstabilniejszej postawy stojącej, bez odrywania stóp od platformy utrzymując kończyny górne ułożone swobodnie wzdłuż tułowia. Wynikiem końcowym była średnia wartość trzech prób, dla każdego z poziomów niestabilności. Przerwa między próbami wynosiła 10 sekund. Po zakończeniu testu otrzymano wartości odchylenia platformy określające stabilność przednio-tylną dla płaszczyzny strzałkowej (APSI), stabilność boczno-przyśrodkową dla płaszczyzny czołowej (MLI) oraz ich wypadkową, ogólny wskaźnik stabilności - OVSI (Bączkiewicz i wsp., 2017).

### IV 2.3 Functional Movement Screen

Jakość wzorców ruchowych została zbadana testem Functional Movement Screen. Składa się na niego 7 zadań ruchowych oceniających jakość oraz ilość ruchu, a także 3 testy prowokacyjne, wykluczające osoby, które odczuwają podczas nich ból. Za każde z zadań można uzyskać 3 punkty, a maksymalnie można ich zdobyć 21. W przypadku wystąpienia bólu podczas wykonywania zadania ruchowego zostaje za nie przyznanych 0 punktów. Zgodnie ze standardami wykonywania testu FMS, każda z badanych osób otrzymała jednakową instrukcję słowną w jaki sposób ma wykonać dane zadanie ruchowe. Wszystkie osoby zostały zbadane i ocenione przez jednego i tego samego fizjoterapeutę według standardów przeprowadzania testu FMS i z wykorzystaniem oryginalnego zestawu do wykonywania tego testu. Zadania ruchowe wchodzące w skład tego testu reprezentują fundamentalne wzorce ruchowe uniwersalne dla wielu dyscyplin sportowych jak i codziennych aktywności (Cook i wsp., 2014a, 2014b; Minick i wsp., 2010; Teyhen i wsp., 2012, 2014).

W skład testów Functional Movement Screen wchodzi:

1. „Głęboki przysiad” – umożliwia kompleksową ocenę zakresów ruchu oraz kontroli motorycznej w obrębie obręczy barkowej i biodrowej, a także stawów kolanowych i skokowych. Badana osoba wykonuje jak najniższy przysiad bez odrywania pięt, jednocześnie unosząc nad głową drążek, zachowując przy tym wyprostowane stawy łokciowe.
2. „Przeniesienie nogi nad płotkiem” – w tym zadaniu ruchowym badany jest zakres ruchu oraz stabilność kończyny dolnej. Podczas jego wykonywania badana osoba musi przenieść kończynę dolną nad płotkiem (ustawionym na wysokości guzowatości piszczelowej) i wrócić do pozycji wyjściowej. Jednocześnie kończyny górne utrzymują drążek w ustalonej pozycji za głową.
3. „Przysiad w wykroku” – oceniane są tutaj zakresy ruchu w kończynie dolnej oraz zdolność do zachowania równowagi. Badana osoba wykonuje wykrok stojąc na podłużnej podstawie, wraz z jednoczesnym utrzymywaniem drążka za plecami (w ustalony sposób, na wysokości lordozy szyjnej i lędźwiowej).

4. „Mobilność obręczy barkowej” – podczas tego zadania oceniana jest ruchomość obręczy barkowej. Badana osoba wykonuje jedną kończyną górną maksymalne przywiedzenie z rotacją wewnętrzną w stawie ramiennym. Natomiast drugą, w tym samym czasie, maksymalne odwiedzenie z rotacją zewnętrzną w stawie ramiennym. Mierzona jest odległość występująca pomiędzy pięściami obu kończyn.

5. „Aktywne uniesienie wyprostowanej kończyny dolnej” – w tym badaniu oceniana jest mobilność oraz kontrola motoryczna kończyny dolnej. Podczas leżenia tyłem badana osoba wykonuje zgięcie w stawie biodrowym z zachowaniem wyprostowanego stawu kolanowego oraz zgiętym stawem skokowym. Kończyna przeciwna musi pozostać wyprostowana i zachować kontakt z podłożem i podłużną podstawą.

6. „Uniesienie tułowia w podporze przodem” – badana jest tutaj stabilność tułowia, oraz siła mięśni kończyny górnej. Celem osoby badanej jest przejście z pozycji leżenia przodem do podporu przodem.

7. „Stabilność rotacyjna” – w tym teście oceniana jest stabilność tułowia podczas wykonywania zadania ruchowego w klęku podpartym. W pozycji wyjściowej stawy ramienne i biodrowe są zgięte do 90 stopni. Stawy kolanowe i skokowe są ustawione w zgięciu. Pomiędzy stawami kolanowymi i dłońmi jest ustawiona podłużna podstawa. Celem osoby badanej jest uniesienie kończyny dolnej i górnej po tej samej stronie ciała. Następnie dotknięcie stawem łokciowym stawu kolanowego oraz powrót do pozycji wyjściowej.



Rycina 2. Functional Movement Screen (Kiesel i wsp. 2007)

### IV 3. Metody statystyczne

Po uzyskaniu wyników został dokonany podział na podgrupy ze względu na płeć oraz wynik testu FMS. Do analizy statystycznej wykorzystano program Statistica 13. W analizie wyników do oceny czy kontrola równowagi będzie zależała od wyniku testu FMS zastosowano analizę wariancji ANOVA. Dodatkowo obliczono korelacje Spearmana, które zostały wykorzystane do zbadania związków między FMS a stabilografią. Ten sam współczynnik korelacji wyliczono także pomiędzy kontrolą równowagi w warunkach statycznych, a dynamicznych. Ponadto do sprawdzenia różnic w wynikach FMS kobiet i mężczyzn posłużono się testem U Manna-Whitneya. Analizę wariancji ANOVA zastosowano także do zbadania wpływu płci na kontrolę równowagi w warunkach statycznych i dynamicznych. Poziom istotności statystycznej ustalony został dla  $\alpha < 0,05$ .

Do oceny siły korelacji pomiędzy wynikami przyjęto klasyfikację wg Stanisza:

$r = 0$	– zmienne nie są skorelowane,
$0 < r < 0,1$	– korelacja nikła,
$0,1 \leq r < 0,3$	– korelacja słaba,
$0,3 \leq r < 0,5$	– korelacja przeciętna,
$0,5 \leq r < 0,7$	– korelacja wysoka,
$0,7 \leq r < 0,9$	– korelacja bardzo wysoka,
$0,9 \leq r < 1$	– korelacja prawie pewna,
$r = 1$	– korelacja pewna.

## V WYNIKI

Tabela 3. Wyniki ogólne i szczegółowe testu FMS u wszystkich osób badanych oraz wydzielonych z nich grup  $\leq 14$  pkt. i  $\geq 15$  pkt. wyniku FMS

	Razem [n=130]	$\leq 14$ pkt. [n=53]	$\geq 15$ pkt. [n=77]
<b>FMS Ogólny</b>	14,98±2,32	12,98±1,32	16,65±1,50
<b>Głęboki przysiad</b>	2,15±0,59	1,98±0,63	2,30±0,52
<b>Przeniesienie nogi nad płotkiem</b>	2,58±0,54	2,34±0,58	2,77±0,42
<b>Przysiad w wykroku</b>	2,48±0,60	2,22±0,65	2,70±0,46
<b>Mobilność obręczy barkowej</b>	2,62±0,67	2,44±0,70	2,76±0,62
<b>Aktywne uniesienie wyprostowanej kończyny dolnej</b>	1,93±0,73	1,64±0,64	2,17±0,72
<b>Uniesienie tułowia w podporze przodem</b>	1,61±1,14	1,03±0,95	2,08±1,07
<b>Stabilność rotacyjna</b>	1,62±0,50	1,34±0,48	1,86±0,39

### V 1. Kontrola równowagi w warunkach statycznych i test FMS

#### V 1.1 Wartości średnie z odchyleniem standardowym parametrów COP zmierzonych w warunkach statycznych

Tabela 4. Wartości średnie parametrów COP wraz z odchyleniem standardowym w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej dla prób wykonywanych przy oczach otwartych na platformie statycznej w grupach wydzielonych na podstawie wyniku testu FMS

ML	SSO 14	SSO 15	MPO 14	MPO 15	MTO 14	MTO 15
<b>SD(mm)</b>	2,77±1,01	3,00±0,99	4,15±1,17	4,16±1,04	4,06±1,25	4,13±1,31
<b>RA(mm)</b>	13,91±5,29	15,04±4,99	21,03±5,50	20,51±4,90	20,39±5,99	20,30±6,80
<b>MV(mm/s)</b>	6,57±1,86	7,41±2,44	10,14±2,77	11,21±3,13	9,12±2,31	10,25±3,20
<b>FR(Hz)</b>	0,40±0,10	0,41±0,11	0,41±0,12	0,45±0,15	0,38±0,11	0,41±0,12
<b>FD(-)</b>	1,40±0,06	1,41±0,05	1,41±0,07	1,43±0,06	1,39±0,06	1,40±0,05
<b>SE(-)</b>	0,74±0,20	0,73±0,18	0,68±0,15	0,72±0,18	0,67±0,15	0,72±0,18
<b>AP</b>						
<b>SD(mm)</b>	3,81±1,65	4,25±1,80	5,51±1,64	6,14±2,25	4,78±1,45	5,32±1,88
<b>RA(mm)</b>	16,68±6,10	19,53±8,03	28,01±9,67	29,94±9,01	25,62±7,62	27,57±9,28
<b>MV(mm/s)</b>	7,87±1,43	8,71±2,33	17,11±4,99	18,83±5,42	16,50±4,84	17,77±6,41
<b>FR(Hz)</b>	0,37±0,13	0,36±0,13	0,52±0,16	0,53±0,18	0,58±0,18	0,58±0,23
<b>FD(-)</b>	1,38±0,07	1,38±0,06	1,49±0,05	1,49±0,06	1,48±0,06	1,48±0,07
<b>SE(-)</b>	0,81±0,27	0,78±0,26	0,82±0,19	0,83±0,20	0,96±0,25	0,95±0,27

(ML– płaszczyzna czołowa, AP–płaszczyzna strzałkowa, SD– amplituda COP, RA– zakres COP, MV– średnia prędkość COP, FR– częstotliwość COP, FD- wymiar fraktalny COP, SE- entropia COP, 14– grupa  $\leq 14$  pkt., 15– grupa  $\geq 15$  pkt., SSO– stanie swobodne przy oczach otwartych, MPO– maksymalne wychylenie do przodu przy oczach otwartych, MTO– maksymalne wychylenie do tyłu przy oczach otwartych)

Tabela 5. Wartości średnie parametrów COP wraz z odchyleniem standardowym w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej dla prób wykonywanych przy oczach zamkniętych na platformie statycznej w grupach wydzielonych na podstawie wyniku testu FMS

ML	SSZ 14	SSZ 15	MPZ 14	MPZ 15	MTZ 14	MTZ 15
SD(mm)	3,49±1,15	3,89±1,42	5,18±1,86	5,46±1,47	4,67±1,27	5,37±1,65
RA(mm)	18,45±6,52	19,66±6,87	26,66±10,79	27,06±6,84	23,82±6,61	27,59±8,42
MV(mm/s)	9,11±2,55	10,34±3,29	13,22±4,82	14,35±4,11	11,77±3,07	13,89±4,30
FR(Hz)	0,44±0,13	0,45±0,14	0,42±0,11	0,43±0,11	0,41±0,10	0,43±0,12
FD(-)	1,43±0,07	1,43±0,06	1,42±0,06	1,42±0,06	1,41±0,05	1,42±0,06
SE(-)	0,68±0,14	0,70±0,18	0,65±0,12	0,66±0,13	0,66±0,14	0,67±0,13
<b>AP</b>						
SD(mm)	4,67±1,70	4,92±2,03	6,50±2,04	6,46±1,84	6,21±2,30	6,45±1,77
RA(mm)	22,93±7,51	23,65±7,98	34,57±10,81	33,19±9,68	32,68±10,76	34,83±10,61
MV(mm/s)	11,19±2,97	12,12±2,93	21,21±7,37	23,15±6,93	20,82±6,52	23,58±7,15
FR(Hz)	0,41±0,11	0,43±0,13	0,54±0,17	0,59±0,15	0,57±0,17	0,60±0,17
FD(-)	1,41±0,06	1,42±0,06	1,48±0,06	1,49±0,04	1,48±0,06	1,50±0,06
SE(-)	0,75±0,20	0,78±0,22	0,77±0,17	0,82±0,18	0,85±0,24	0,88±0,21

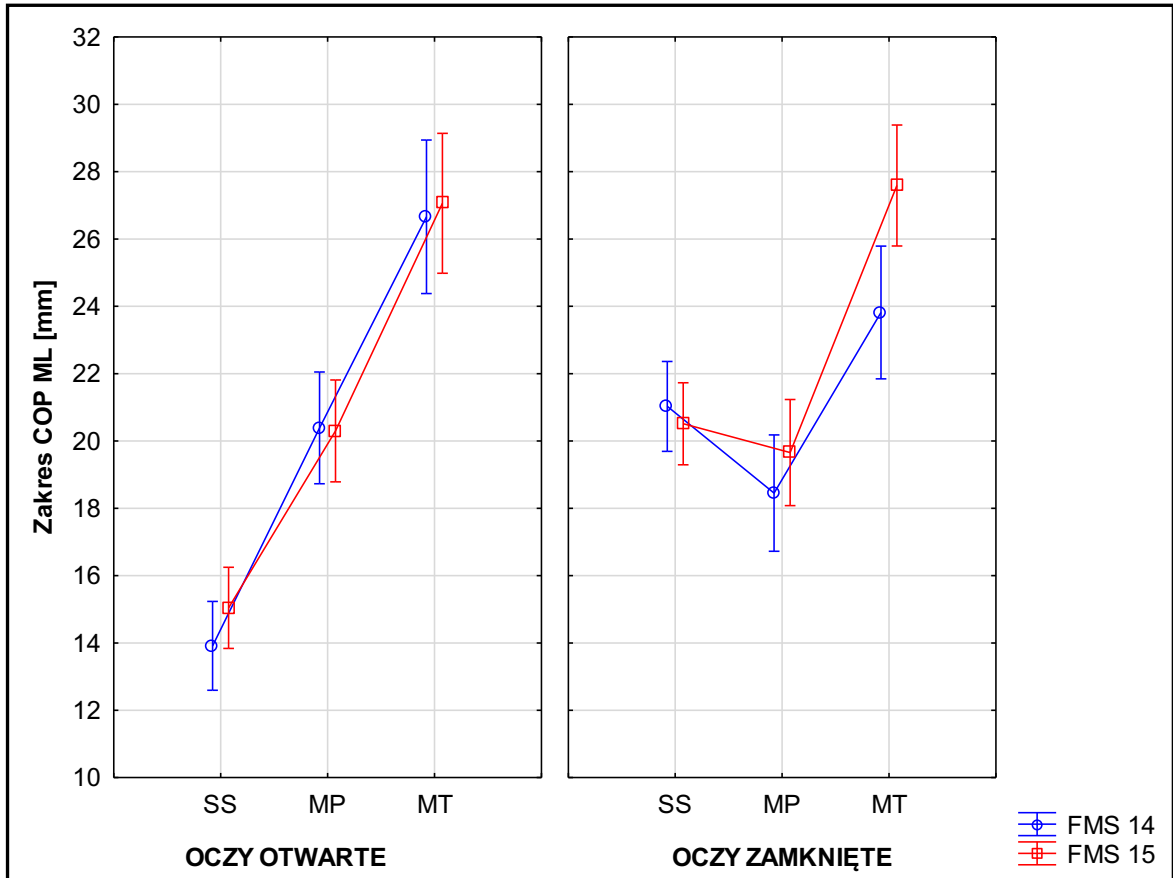
(ML– płaszczyzna czołowa, AP– płaszczyzna strzałkowa, SD– amplituda COP, RA–zakres COP, MV–średnia prędkość COP, FR–częstotliwość COP, FD- wymiar fraktalny COP, SE- entropia COP, 14– grupa  $\leq 14$  pkt., 15– grupa  $\geq 15$  pkt., SSZ– stanie swobodne przy oczach zamkniętych, MPZ– maksymalne wychylenie do przodu przy oczach zamkniętych, MTZ– maksymalne wychylenie do tyłu przy oczach zamkniętych)

## V 1.2 Związki wyników kontroli równowagi w warunkach statycznych z wynikami testu FMS

### Zakres COP

W wyniku przeprowadzonej analizy wariancji zakresu COP w płaszczyźnie czołowej wystąpiła interakcja potrójna pozycja x wzrok x FMS grupa ( $F(2,26)=3,17$ ,  $p=0,044$ ), potwierdzająca nieznaczne różnice między grupami FMS w przypadku prób wykonywanych przy oczach otwartych. Z kolei przy oczach zamkniętych tylko przy

maksymalnym wychyleniu w przód oraz w tył grupa  $\geq 15$  pkt. wyniku ogólnego FMS odznaczała się wyższymi wartościami zakresu COP w płaszczyźnie czołowej, w stosunku do grupy  $\leq 14$  pkt. (Ryc. 3).

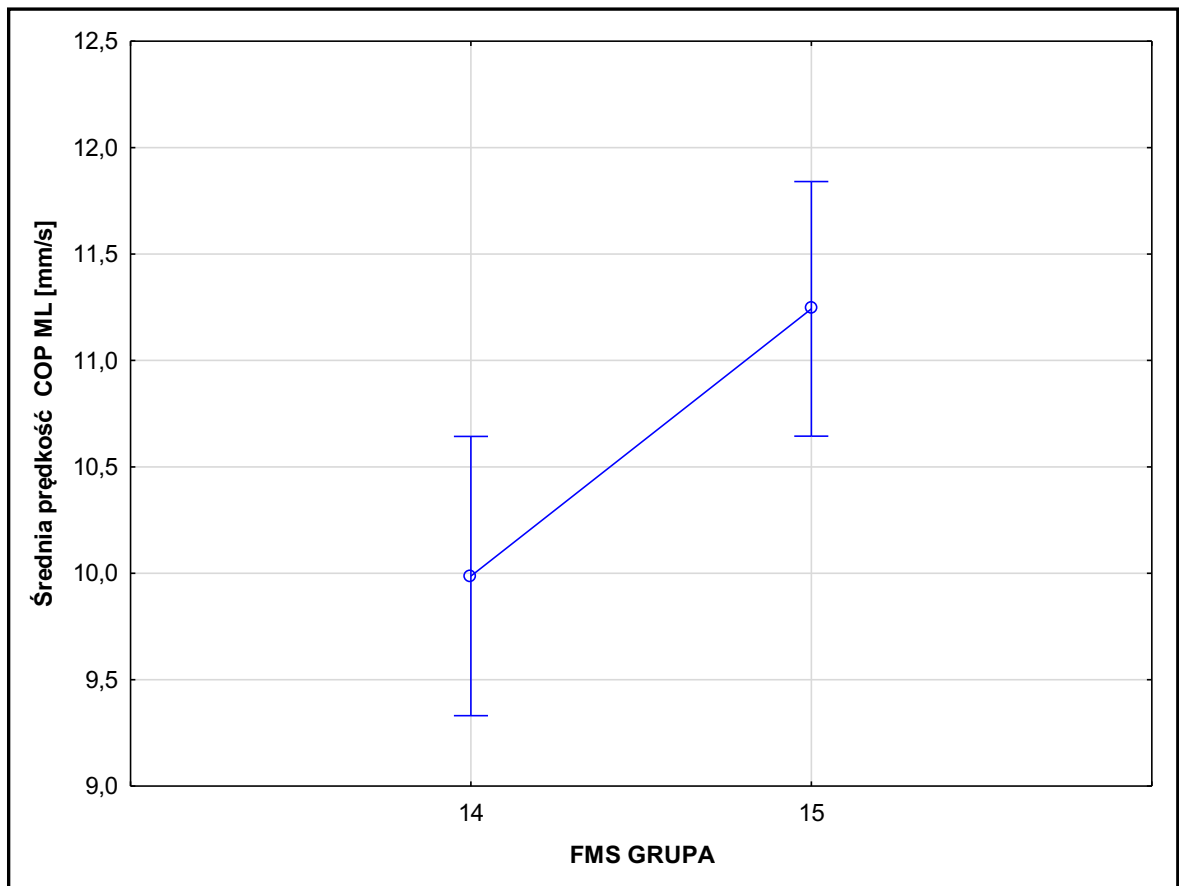


Rycina 3. Interakcja pozycja x wzrok x FMS grupa dla zakresu COP w płaszczyźnie czołowej (SS– stanie swobodne, MP- maksymalne wychylenie w przód, MT– maksymalne wychylenie w tył, FMS 14– grupa  $\leq 14$  pkt. wyniku ogólnego FMS, FMS 15– grupa  $\geq 15$  pkt. wyniku ogólnego FMS)

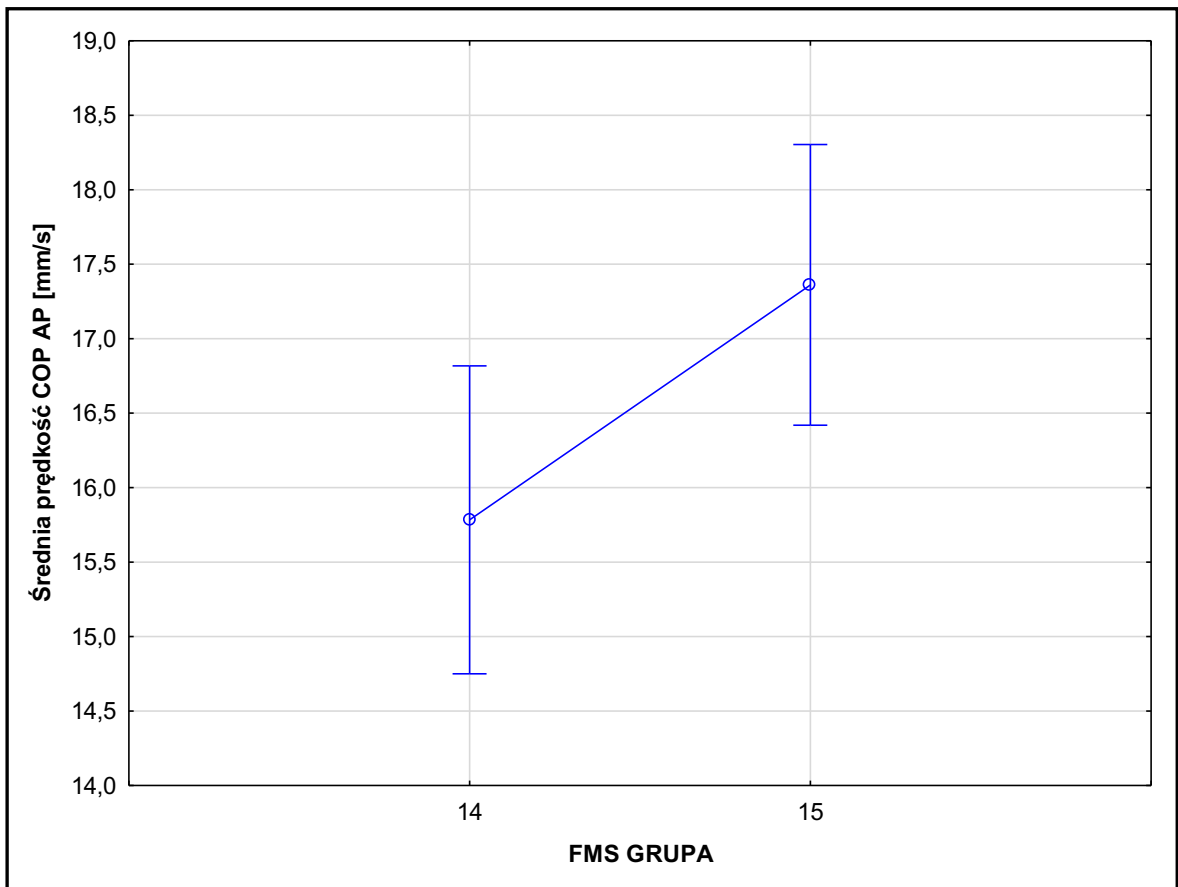


### Średnia prędkość COP

Zaobserwowano efekt główny grupy ( $F(1,13)=7,83$ ,  $p=0,006$ ) w płaszczyźnie czołowej oraz w płaszczyźnie strzałkowej ( $F(1,13)=4,98$ ,  $p=0,028$ ). Średnia prędkość COP była wyższa w grupie  $\geq 15$  pkt. wyniku ogólnego FMS, w stosunku do grupy  $\leq 14$  pkt. w obu płaszczyznach (Ryc. 4 i 5).



Rycina 4. Efekt główny grupy dla średniej prędkości COP w płaszczyźnie czołowej (14- grupa  $\leq 14$  pkt. wyniku ogólnego FMS, 15- grupa  $\geq 15$  pkt. wyniku ogólnego FMS)



Rycina 5. Efekt główny grupy dla średniej prędkości COP w płaszczyźnie strzałkowej (14 – grupa  $\leq 14$  pkt. wyniku ogólnego FMS, 15 – grupa  $\geq 15$  pkt. wyniku ogólnego FMS)

W przypadku pozostałych parametrów sygnału COP nie wystąpiły istotne statystycznie efekty główne i interakcje związane z grupą FMS. Natomiast efekty główne oraz interakcje dotyczące tylko wzroku i pozycji nie zostały uwzględnione w wynikach z uwagi na brak związku z tematem pracy.

### V 1.3 Korelacje pomiędzy wynikami testu FMS i parametrami sygnału COP zmierzonymi w warunkach statycznych

Tabela 6. Korelacje pomiędzy wynikami testu FMS oraz parametrami sygnału COP zmierzonymi na platformie statycznej KISTLER podczas prób wykonywanych przy oczach otwartych, dla których wystąpiła przynajmniej jedna istotna statystycznie korelacja

		FMS Ogólny	Głęboki przysiad	Przeniesienie nogi nad płotkiem	Przysiad w wykroku	Mobilność obręczy barkowej	Aktywne uniesienie wyprostowanej kończyny dolnej	Uniesienie tułowia w podporze przodem	Stabilność rotacyjna
SSO	MV ML	0,18	0,04	0,08	0,06	0,17	0,11	0,09	0,11
	MV AP	0,13	0,11	0,09	0,08	0,20	0,10	-0,02	0,02
	SE ML	0,01	-0,05	0,02	0,19	0,10	-0,02	-0,18	0,08
	SE AP	0,00	-0,10	0,00	0,08	-0,01	0,04	-0,18	0,07
MPO	MV ML	0,21	0,07	0,20	-0,01	0,12	0,13	0,12	0,11
	MV AP	0,17	-0,02	0,11	0,02	0,10	0,04	0,21	0,02
	FD ML	0,15	0,01	0,19	0,09	0,11	-0,01	-0,03	0,19
	FR ML	0,14	0,03	0,18	0,07	0,14	-0,01	-0,03	0,15
MTO	SD AP	0,07	-0,04	-0,02	-0,05	0,16	0,18	-0,06	0,16
	MV ML	0,18	0,06	0,13	-0,02	0,17	0,08	0,09	0,13
	FD ML	0,05	-0,06	-0,07	0,00	0,22	0,05	-0,08	0,01
	FD AP	0,05	0,02	0,05	0,01	-0,07	-0,10	0,17	0,04

(SSO– stanie swobodne przy oczach otwartych, MPO– maksymalne wychylenie w przód przy oczach otwartych, MTO– maksymalne wychylenie w tył przy oczach otwartych, ML– płaszczyzna czołowa, AP– płaszczyzna strzałkowa, MV– średnia prędkość COP, SE– entropia COP, FD– wymiar fraktalny COP, SD– amplituda COP, na czerwono oznaczono korelacje istotne statystycznie  $p < 0,05$ )

Tabela 7. Korelacje pomiędzy wynikami testu FMS oraz parametrami sygnału COP zmierzonymi na platformie statycznej KISTLER podczas prób przy oczach zamkniętych, dla których wystąpiła przynajmniej jedna istotna statystycznie korelacja

		FMS Ogólny	Głęboki przysiad	Przeniesienie nogi nad płotkiem	Przysiad w wykroku	Mobilność obręczy barkowej	Aktywne uniesienie wyprostowanej kończyny dolnej	Uniesienie tułowia w podporze przodem	Stabilność rotacyjna
SSZ	SD ML	0,10	0,00	0,21	-0,01	0,02	0,00	0,11	-0,06
	RA ML	0,07	0,02	0,19	-0,07	-0,04	0,01	0,09	-0,09
	MV ML	0,18	0,05	0,07	-0,02	0,10	0,11	0,15	0,07
	MV AP	0,12	0,08	0,04	-0,09	0,19	0,10	0,08	0,06
	FD AP	0,19	0,06	0,01	-0,07	0,03	-0,02	0,26	0,21
MPZ	RA AP	-0,10	0,11	-0,03	-0,18	-0,16	-0,02	0,07	-0,11
	MV ML	0,18	0,00	0,15	-0,02	0,06	0,09	0,18	0,12
	MV AP	0,15	0,02	0,08	-0,03	0,00	0,04	0,24	0,09
	FD AP	0,19	-0,04	0,06	0,05	0,17	0,02	0,12	0,09
	SE AP	0,12	-0,15	0,03	0,21	0,18	0,07	-0,12	0,09
	FR AP	0,20	-0,11	0,10	0,08	0,12	0,07	0,12	0,17
MTZ	SD ML	0,20	0,15	0,20	0,04	0,06	0,08	0,17	0,11
	SD AP	0,08	0,17	-0,04	-0,08	0,12	0,19	0,02	0,04
	RA ML	0,23	0,12	0,21	0,05	0,05	0,06	0,20	0,16
	RA AP	0,08	0,18	-0,07	-0,10	0,10	0,16	0,07	0,04
	MV ML	0,22	0,07	0,17	-0,09	0,08	0,03	0,25	0,18
	MV AP	0,15	0,11	0,06	-0,09	-0,02	0,03	0,23	0,12
	FD AP	0,16	-0,11	0,13	0,03	-0,07	-0,04	0,21	0,26
	FR AP	0,09	-0,11	0,05	0,02	-0,10	-0,13	0,17	0,20

(SSZ– stanie swobodne przy oczach zamkniętych, MPZ– maksymalne wychylenie w przód przy oczach zamkniętych, MTZ– maksymalne wychylenie w tył przy oczach zamkniętych, ML– płaszczyzna czołowa, AP– płaszczyzna strzałkowa, SD– amplituda COP, RA– zakres COP, MV– średnia prędkość COP, SE– entropia COP, FD– wymiar fraktalny COP, FR– częstotliwość COP, na czerwono oznaczono korelacje istotne statystycznie  $p < 0,05$ )

## V 2. Kontrola równowagi w warunkach dynamicznych i test FMS

### V 2.1 Wartości średnie z odchyleniem standardowym parametrów zmierzonych na platformie dynamicznej

Tabela 8. Wartości średnie parametrów zmierzonych na platformie dynamicznej BIODEX wraz z odchyleniem standardowym dla prób wykonywanych na poziomie 1 i poziomie 6 w grupach wydzielonych na podstawie wyniku testu FMS

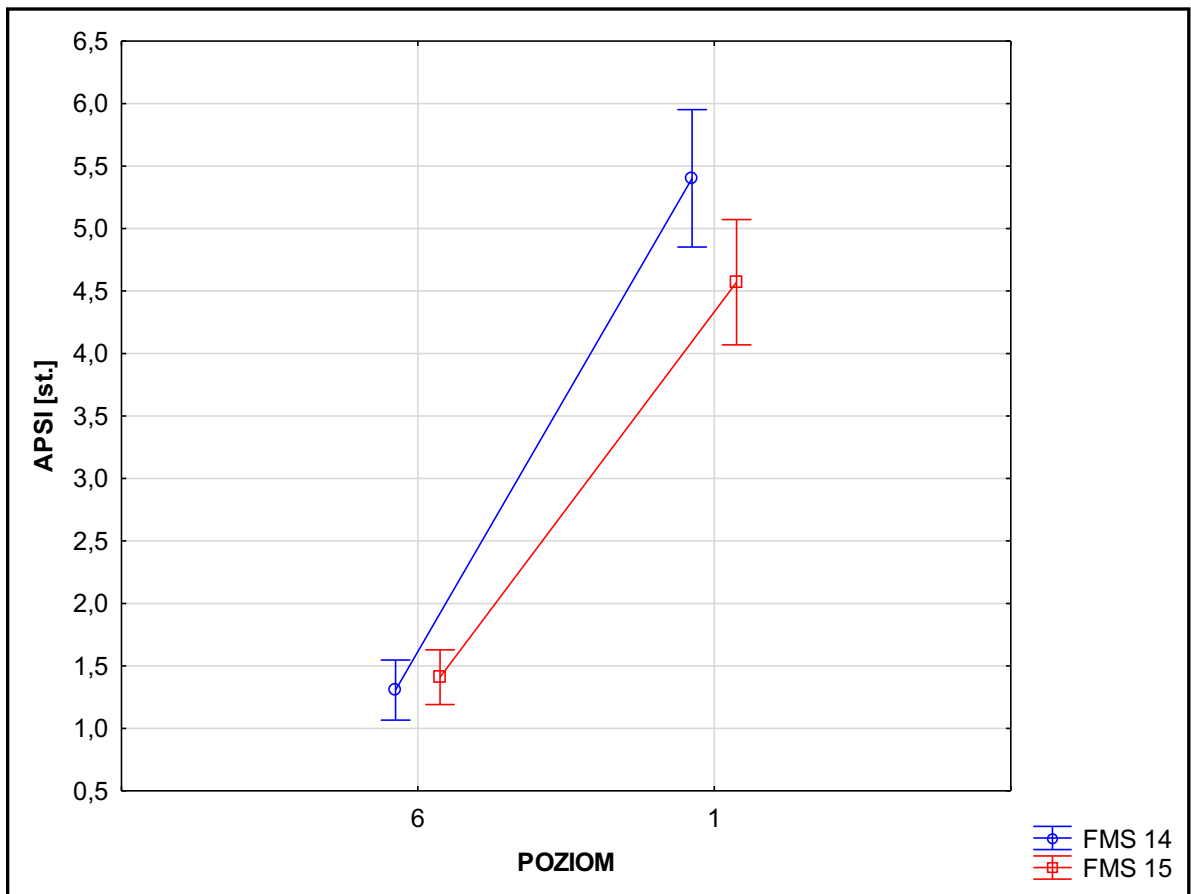
<b>Poziom 6</b>	<b>≤ 14 pkt.</b>	<b>≥ 15 pkt.</b>
<b>OVSİ [st.]</b>	1,68±0,97	1,72±0,99
<b>APSI [st.]</b>	0,76±0,54	1,41±0,96
<b>MLI [st.]</b>	0,78±0,49	0,73±0,40
<b>Poziom 1</b>	<b>≤ 14 pkt.</b>	<b>≥ 15 pkt.</b>
<b>OVSİ [st.]</b>	7,45±3,12	6,62±2,64
<b>APSI [st.]</b>	5,40±2,40	4,57±1,89
<b>MLI [st.]</b>	3,95±1,91	3,79±1,65

(OVSİ– ogólny wskaźnik stabilności, APSİ– wskaźnik stabilności przednio-tylnej, MLI– wskaźnik stabilności boczno-przyśrodkowej, 14– grupa ≤ 14 pkt., 15– grupa ≥ 15 pkt.)

### V 2.2 Związki wyników kontroli równowagi w warunkach dynamicznych z wynikami testu FMS

#### APSI

Wystąpiła interakcja poziom x FMS grupa  $F(1,13)=7,46$ ,  $p=0,007$ ) świadcząca o większych wartościach wskaźnika stabilności przednio-tylnej APSİ w grupie ≤14 pkt. wyniku ogólnego FMS w stosunku do grupy ≥15 pkt., w próbach równoważnych na wykonywanych poziomie 1, przy niewielkich różnicach podczas prób na poziomie 6 (Ryc. 6).



Rycina 6. Interakcja poziom x FMS grupa dla wskaźnika przednio-tylnego APSI (FMS 1– grupa  $\leq 14$  pkt. wyniku ogólnego FMS, FMS 15 – grupa  $\geq 15$  pkt. wyniku ogólnego FMS)

W przypadku parametrów OVSI i MLI nie wystąpiły istotne statystycznie efekty główne i interakcje związane z grupą FMS. Natomiast efekty główne dotyczące poziomu nie zostały uwzględnione w wynikach z uwagi na brak związku z tematem pracy.

### V 2.3 Korelacje pomiędzy wynikami testu FMS a kontrolą równowagi w warunkach dynamicznych

Tabela 9. Korelacje pomiędzy wynikami testu FMS oraz parametrami zmierzonymi na platformie dynamicznej BIODEX na poziomie 1 i poziomie 6

	FMS Ogólny	Głęboki przysiad	Przeniesienie nogi nad płotkiem	Przysiad w wyroku	Mobilność obręczy barkowej	Aktywne uniesienie wyprostowanej kończyny dolnej	Uniesienie tułowia w podporze przodem	Stabilność rotacyjna
OVSI 6	0,04	0,18	-0,02	-0,21	-0,14	-0,04	0,29	-0,04
APSI 6	0,04	0,13	0,02	-0,18	-0,12	-0,02	0,22	-0,03
MLI 6	-0,04	0,15	-0,15	-0,17	-0,14	-0,06	0,25	-0,11
OVSI 1	-0,12	0,14	-0,08	-0,37	-0,26	-0,17	0,27	-0,11
APSI 1	-0,17	0,07	-0,06	-0,35	-0,25	-0,17	0,21	-0,18
MLI 1	0,00	0,17	-0,09	-0,34	-0,21	-0,16	0,37	0,03

(OVSI– ogólny wskaźnik stabilności, APSI– wskaźnik stabilności przednio-tylnej, MLI– wskaźnik stabilności boczno-przyśrodkowej, na czerwono korelacje istotne statystycznie  $p < 0,05$ )

### V 3. Kontrola równowagi w warunkach statycznych i dynamicznych

Tabela 10. Korelacje pomiędzy parametrami zmierzonymi na platformie dynamicznej BIODEX i parametrami sygnału COP zmierzonymi na platformie statycznej KISTLER przy oczach otwartych, dla których wystąpiła przynajmniej jedna istotna statystycznie korelacja

		OVSI 6	APSI 6	MLI 6	OVSI 1	APSI 1	MLI 1
SSO	SD ML	0,12	0,06	0,24	0,11	0,08	0,15
	RA ML	0,12	0,07	0,20	0,06	0,03	0,10
	FD ML	-0,04	0,04	-0,19	0,02	0,05	-0,02
	FD AP	-0,19	-0,16	-0,09	-0,07	-0,06	-0,05
	SE ML	-0,21	-0,10	-0,35	-0,27	-0,21	-0,32
	SE AP	-0,23	-0,18	-0,18	-0,19	-0,13	-0,24
	FR ML	-0,07	0,02	-0,22	-0,04	0,00	-0,11
	FR AP	-0,14	-0,10	-0,07	-0,06	-0,02	-0,11
MPO	SD ML	0,19	0,14	0,24	0,17	0,16	0,18
	SD AP	0,11	0,09	0,10	0,19	0,16	0,19
	RA ML	0,19	0,15	0,25	0,20	0,19	0,18
	RA AP	0,20	0,19	0,16	0,28	0,24	0,28
	SE ML	-0,18	-0,10	-0,29	-0,23	-0,21	-0,24
	SE AP	-0,28	-0,23	-0,24	-0,39	-0,34	-0,38
MTO	SD ML	0,18	0,13	0,12	0,11	0,10	0,11
	RA ML	0,18	0,13	0,16	0,11	0,10	0,10
	SE ML	-0,22	-0,14	-0,23	-0,19	-0,19	-0,17
	SE AP	-0,02	0,06	-0,17	-0,25	-0,22	-0,25

(ML– płaszczyzna czołowa, AP– płaszczyzna strzałkowa, SD– amplituda COP, RA– zakres COP, MV– średnia prędkość COP, S – entropia COP, FD– wymiar fraktalny COP, FR– częstotliwość, OVSI– ogólny wskaźnik stabilności, APSI– wskaźnik stabilności przednio-tylnej, MLI– wskaźnik stabilności boczno-przyśrodkowej, 1– poziom pierwszy, 6– poziom 6, SSO– stanie swobodne przy oczach otwartych, MPO– maksymalne wychylenie do przodu przy oczach otwartych, MTO– maksymalne wychylenie do tyłu przy oczach otwartych, na czerwono korelacje istotne statystycznie  $p < 0,05$ )



Tabela 11. Korelacje pomiędzy parametrami zmierzonymi na platformie dynamicznej BIODEX i parametrami sygnału COP zmierzonymi na platformie statycznej KISTLER przy oczach zamkniętych, dla których wystąpiła przynajmniej jedna istotna statystycznie korelacja

		OVSI 6	APSI 6	MLI 6	OVSI 1	APSI 1	MLI 1
SSZ	SD ML	0,11	0,04	0,26	0,17	0,17	0,15
	RA ML	0,16	0,08	0,29	0,21	0,19	0,19
	FD ML	-0,07	0,01	-0,22	0,01	-0,03	0,05
	SE ML	-0,21	-0,10	-0,36	-0,33	-0,33	-0,29
	SE AP	-0,18	-0,12	-0,21	-0,25	-0,24	-0,20
MPZ	SD ML	0,03	-0,01	0,17	0,13	0,08	0,19
	SD AP	0,22	0,14	0,34	0,31	0,28	0,33
	RA AP	0,19	0,12	0,32	0,27	0,26	0,26
	MV AP	0,10	0,09	0,17	0,15	0,11	0,20
	SE ML	-0,12	-0,02	-0,31	-0,19	-0,15	-0,24
	SE AP	-0,32	-0,22	-0,38	-0,41	-0,38	-0,43
	FR AP	-0,14	-0,07	-0,17	-0,16	-0,18	-0,14
MTZ	SD ML	0,26	0,22	0,25	0,16	0,12	0,22
	SD AP	0,11	0,12	0,07	0,18	0,12	0,21
	RA ML	0,26	0,25	0,23	0,16	0,10	0,25
	RA AP	0,07	0,09	0,07	0,16	0,10	0,19
	SE ML	-0,29	-0,21	-0,34	-0,27	-0,25	-0,28
	SE AP	-0,15	-0,12	-0,21	-0,34	-0,30	-0,32

(ML– płaszczyzna czołowa, AP– płaszczyzna strzałkowa, SD– amplituda COP, RA– zakres COP, MV– średnia prędkość COP, SE– entropia COP, FD– wymiar fraktalny COP, FR– częstotliwość, OVSI– ogólny wskaźnik stabilności, APSI– wskaźnik stabilności przednio-tylnej, MLI– wskaźnik stabilności boczno-przyśrodkowej, SSZ– stanie swobodne przy oczach zamkniętych, MPZ– maksymalne wychylenie do przodu przy oczach zamkniętych, MTZ– maksymalne wychylenie do tyłu przy oczach zamkniętych, na czerwono korelacje istotne statystycznie  $p < 0,05$ )

#### V 4. Wyniki testu FMS u kobiet i mężczyzn

Tabela 12. Wartości średnie z odchyleniem standardowych wyników testu FMS u kobiet i mężczyzn

	<b>Kobiety</b> [n=79]	<b>Mężczyźni</b> [n=51]
<b>FMS Ogólny</b>	14,42±2,21*	15,86±2,22*
<b>Głęboki przysiad</b>	2,06±0,58*	2,29±0,58*
<b>Przeniesienie nogi nad płotkiem</b>	2,49±0,57	2,71±0,46
<b>Przysiad w wykroku</b>	2,58±0,55*	2,33±0,65*
<b>Mobilność obręczy barkowej</b>	2,73±0,55	2,43±0,81
<b>Aktywne uniesienie wyprostowanej kończyny dolnej</b>	2,03±0,73	1,78±0,70
<b>Uniesienie tułowia w podporze przodem</b>	0,99±0,76*	2,57±0,94*
<b>Stabilność rotacyjna</b>	1,54±0,53	1,75±0,44

#### V 5. Kontrola równowagi w warunkach statycznych a pleć

Tabela 13. Wartości średnie parametrów COP wraz z odchyleniem standardowym w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej prób wykonywanych przez kobiety i mężczyzn przy oczach otwartych na platformie statycznej KISTLER

<b>ML</b>	<b>SSO K</b>	<b>SSO M</b>	<b>MPO K</b>	<b>MPO M</b>	<b>MTOK</b>	<b>MTO M</b>
<b>SD(mm)</b>	2,76±0,86	3,11±1,17	4,06±1,12	4,31±1,05	4,03±1,35	4,21±1,16
<b>RA(mm)</b>	13,85±4,34	15,58±6,07	20,25±4,96	21,51±5,44	19,69±6,45	21,35±6,29
<b>MV(mm/s)</b>	6,72±1,80	7,51±2,72	9,99±2,33	11,87±3,57	9,25±2,41	10,49±3,37
<b>FR(Hz)</b>	0,41±0,10	0,40±0,11	0,41±0,12	0,45±0,17	0,39±0,12	0,41±0,12
<b>FD(-)</b>	1,40±0,05	1,41±0,05	1,41±0,06	1,43±0,06	1,39±0,06	1,40±0,06
<b>SE(-)</b>	0,77±0,20	0,69±0,17	0,71±0,16	0,70±0,18	0,70±0,18	0,68±0,16
<b>AP</b>						
<b>SD(mm)</b>	3,97±1,82	4,17±1,62	5,61±1,97	6,22±2,04	5,01±1,63	5,18±1,85
<b>RA(mm)</b>	17,47±6,74	19,43±8,10	27,90±9,42	30,87±8,98	26,07±8,37	27,64±8,91
<b>MV(mm/s)</b>	8,16±1,50	8,60±2,60	16,45±4,17	20,53±5,87	15,88±4,40	19,22±6,98
<b>FR(Hz)</b>	0,38±0,14	0,35±0,11	0,51±0,16	0,57±0,19	0,54±0,20	0,63±0,21
<b>FD(-)</b>	1,38±0,06	1,38±0,06	1,48±0,06	1,51±0,05	1,47±0,07	1,50±0,06
<b>SE(-)</b>	0,83±0,29	0,73±0,19	0,86±0,22	0,78±0,15	0,94±0,26	0,97±0,25

(K– kobiety, M– mężczyźni, ML– płaszczyzna czołowa, AP– płaszczyzna strzałkowa, SD– amplituda COP, RA– zakres COP, MV– średnia prędkość COP, SE– entropia COP,

FD– wymiar fraktalny COP, FR– częstotliwość COP, SSO– stanie swobodne przy oczach otwartych, MPO– maksymalne wychylenie do przodu przy oczach otwartych, MTO–maksymalne wychylenie do tyłu przy oczach otwartych)

Tabela 14. Wartości średnie parametrów COP wraz z odchyleniem standardowym w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej prób wykonywanych przez kobiety i mężczyzn przy oczach zamkniętych na platformie statycznej KISTLER

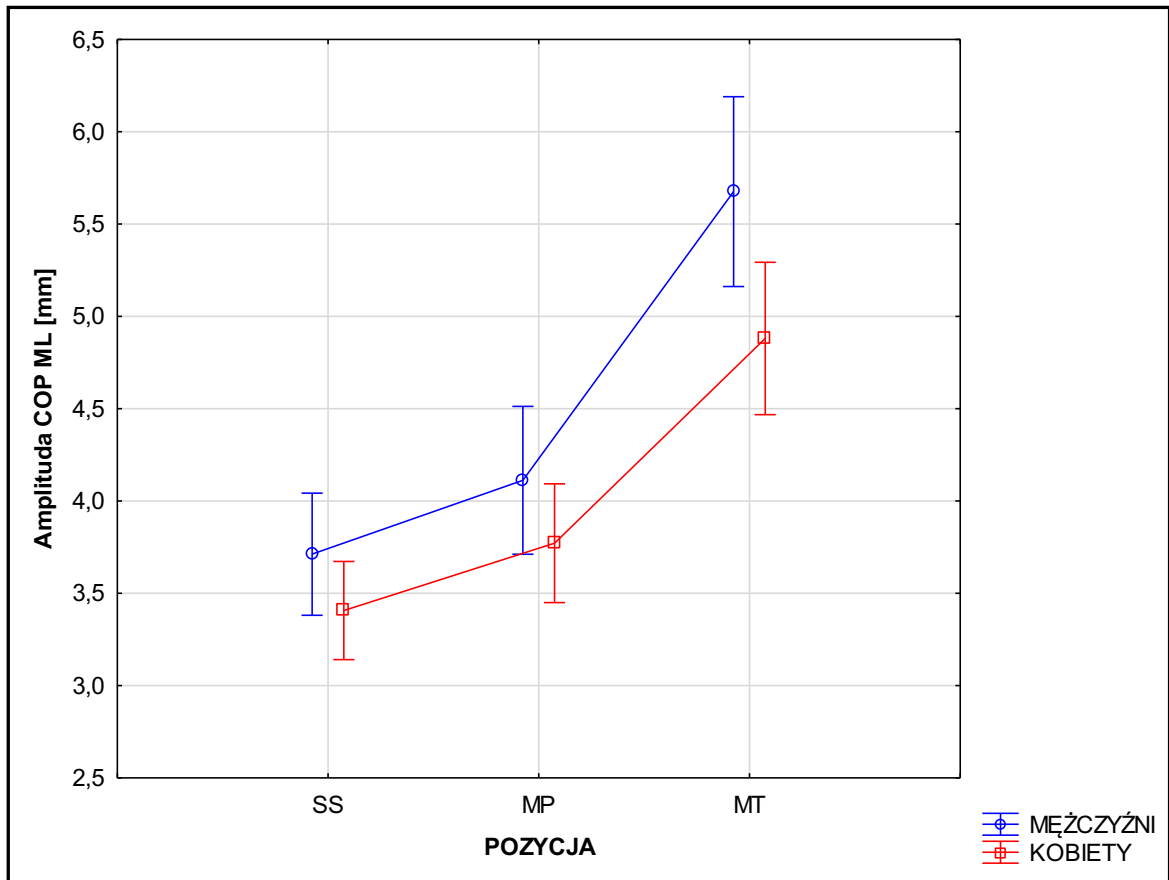
ML	SSZ K	SSZ M	MPZ K	MPZ M	MTZ K	MTZ M
SD(mm)	3,51±1,16	4,01±1,48	4,97±1,57	5,90±1,65	4,79±1,55	5,46±1,40
RA(mm)	17,88±6,16	21,02±7,13	24,82±7,31	30,07±10,00	23,76±7,13	29,16±7,85
MV(mm/s)	9,19±2,80	10,69±3,17	12,55±3,55	15,83±5,02	11,65±3,34	14,91±3,97
FR(Hz)	0,44±0,13	0,45±0,14	0,42±0,11	0,43±0,11	0,41±0,11	0,44±0,10
FD(-)	1,43±0,06	1,44±0,06	1,42±0,06	1,42±0,05	1,41±0,06	1,43±0,05
SE(-)	0,71±0,18	0,66±0,13	0,67±0,13	0,63±0,12	0,67±0,15	0,66±0,11
<b>AP</b>						
SD(mm)	4,91±2,03	4,65±1,65	6,15±1,87	6,98±1,92	6,27±2,11	6,45±1,89
RA(mm)	23,54±7,90	22,99±7,57	32,04±9,40	36,55±10,84	32,68±10,32	35,66±11,10
MV(mm/s)	11,49±3,03	12,01±2,88	19,80±5,00	26,10±8,31	19,99±5,70	25,95±7,30
FR(Hz)	0,41±0,12	0,44±0,12	0,54±0,15	0,61±0,16	0,54±0,17	0,66±0,15
FD(-)	1,41±0,06	1,44±0,05	1,48±0,05	1,50±0,05	1,47±0,06	1,51±0,05
SE(-)	0,77±0,23	0,76±0,19	0,82±0,20	0,76±0,13	0,86±0,24	0,88±0,20

(K– kobiety, M– mężczyźni, ML– płaszczyzna czołowa, AP– płaszczyzna strzałkowa, SD – amplituda COP, RA– zakres COP, MV– średnia prędkość COP, SE– entropia COP, FD– wymiar fraktalny COP FR– częstotliwość COP, SSZ– stanie swobodne przy oczach zamkniętych, MPZ– maksymalne wychylenie do przodu przy oczach zamkniętych, MTZ– maksymalne wychylenie do tyłu przy oczach zamkniętych)

## V 5.1 Wpływ płci na wyniki kontroli równowagi w warunkach statycznych

### Amplituda COP

Analiza statystyczna wykazała efekt główny płci ( $F(1,13)=8,92$ ,  $p=0,003$ ) wskazujący na większe wartości amplitudy COP w płaszczyźnie czołowej u mężczyzn. Ponadto wystąpiła interakcja pozycja x płeć ( $F(2,26)=4,32$ ,  $p=0,014$ ), we wszystkich pozycjach w płaszczyźnie czołowej rozrzut COP był wyższy w grupie mężczyzn (Ryc. 7).

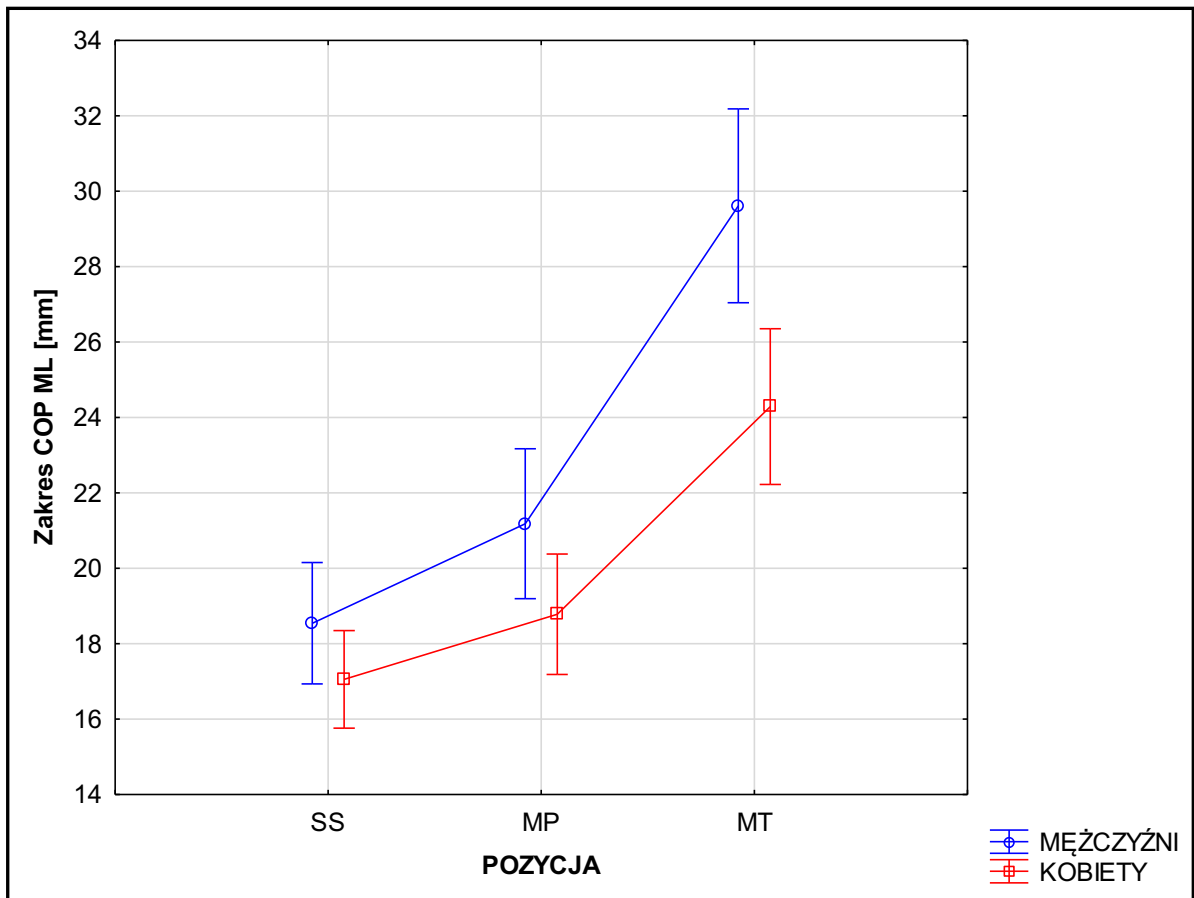


Rycina 7. Interakcja pozycja x płeć dla amplitudy COP w płaszczyźnie czołowej (SS– stanie swobodne, MP– maksymalne wychylenie w przód, MT– maksymalne wychylenie w tył)

#### Zakres COP

Wystąpił efekt główny płci ( $F(1,13)=15,15$ ,  $p<0,000$ ), zakres COP w płaszczyźnie czołowej był wyższy w grupie mężczyzn. Efekt główny płci ( $F(1,13)=4,99$ ,  $p=0,027$ ), wystąpił również w płaszczyźnie strzałkowej, gdzie także w grupie mężczyzn odnotowano większe wartości zakresu COP.

Interakcja pozycja x płeć ( $F(2,26)=8,95$ ,  $p<0,000$ ), świadczy o większych wartościach zakresu COP w płaszczyźnie czołowej w grupie mężczyzn, podczas prób w każdej z trzech pozycji (Ryc. 8).



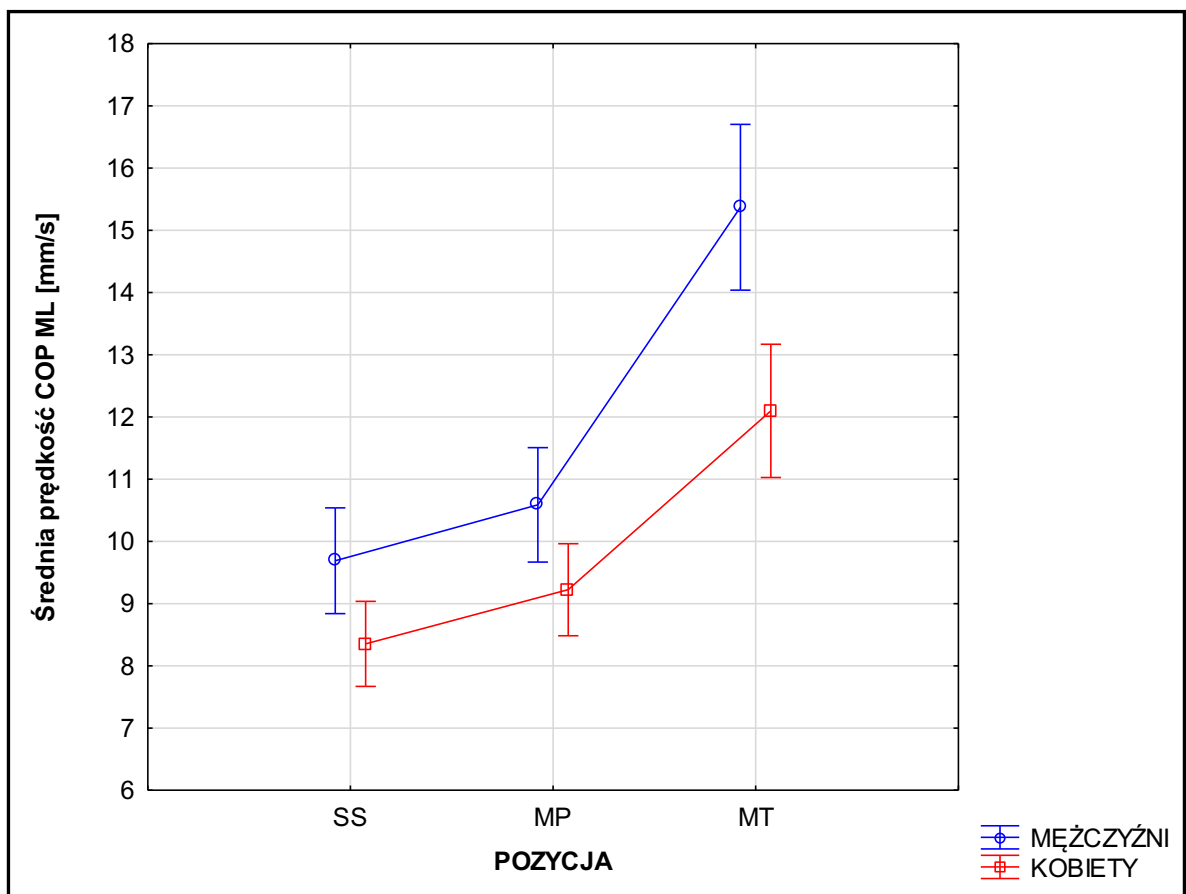
Rycina 8 Interakcja pozycja x płeć dla zakresu COP w płaszczyźnie czołowej (SS– stanie swobodne, MP– maksymalne wychylenie w przód, MT– maksymalne wychylenie w tył)

#### Średnia prędkość COP

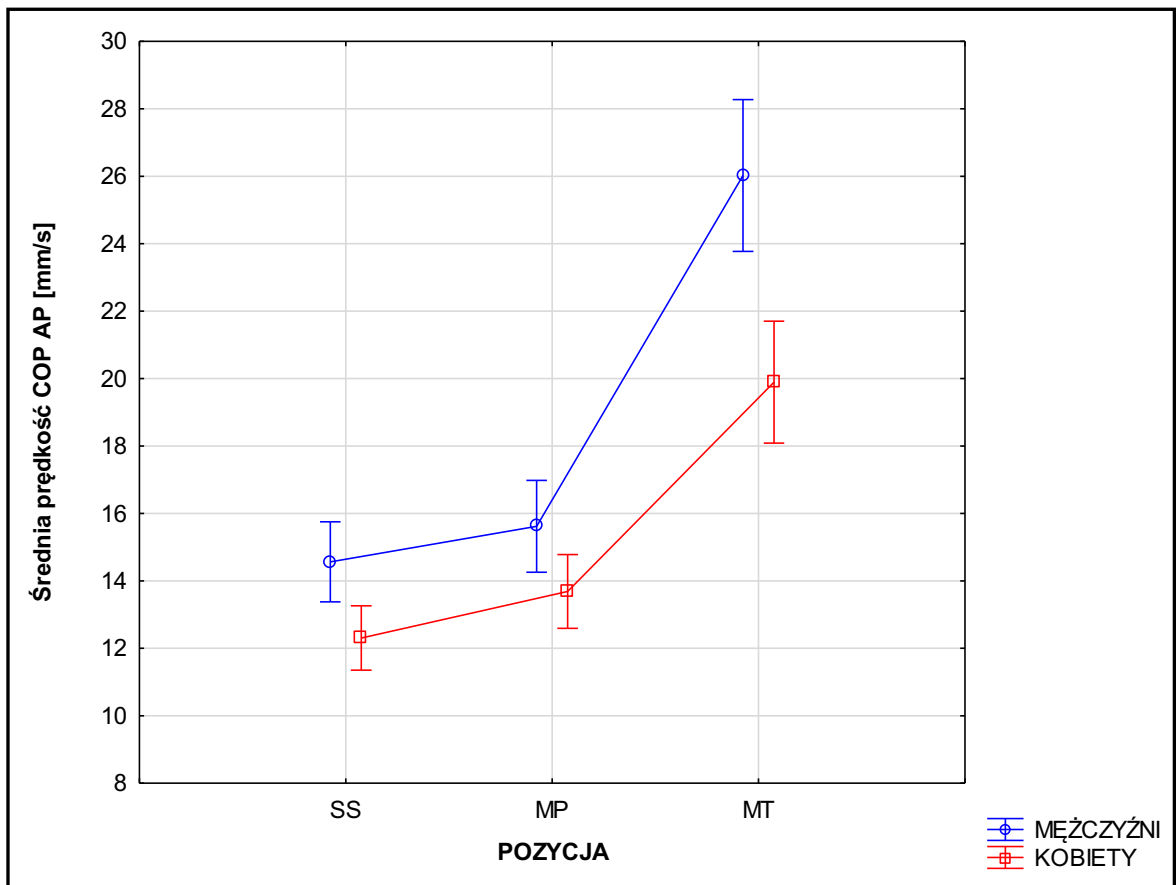
Wystąpił efekt główny płci ( $F(1,13)=20,73$ ,  $p<0,000$ ), wskazujący na zwiększoną średnią prędkość COP w płaszczyźnie czołowej w grupie mężczyzn. Efekt główny płci ( $F(1,13)=26,43$ ,  $p<0,000$ ), wystąpił także w płaszczyźnie strzałkowej, również w grupie mężczyzn odnotowano większe wartości dla średniej prędkości COP.

Interakcja pozycja x płeć ( $F(2,26)=19,02$ ,  $p<0,000$ ), wskazuje na większą średnią prędkość COP w płaszczyźnie czołowej w grupie mężczyzn, podczas prób w każdej z trzech pozycji (Ryc. 9). W płaszczyźnie strzałkowej także zaobserwowano interakcje pozycja x płeć ( $F(2,26)=26,78$ ,  $p<0,000$ ), większa prędkość COP również charakteryzowała grupę mężczyzn w każdej podczas utrzymywania każdej z trzech pozycji (Ryc. 10).

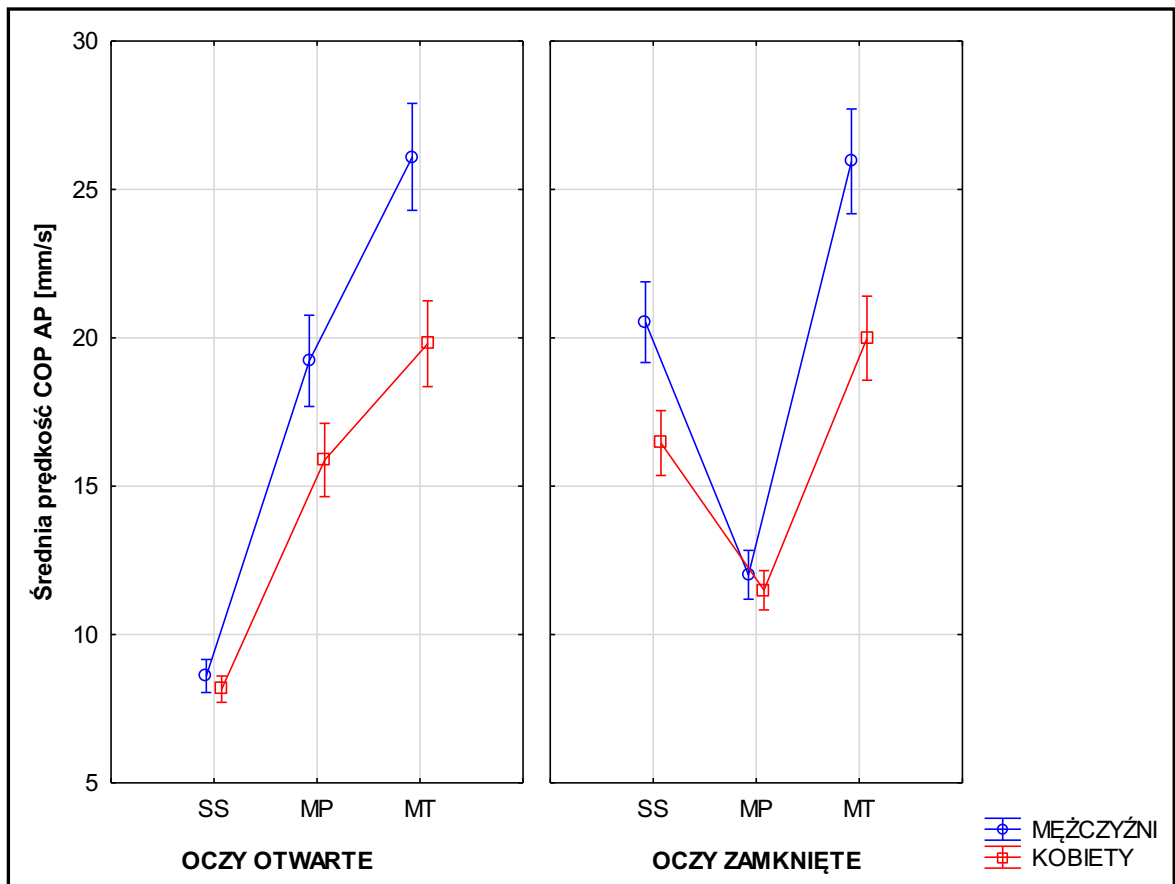
Potrójna interakcja pozycja x wzrok x płeć ( $F(2,26)=9,19, p<0,000$ ) w płaszczyźnie strzałkowej, wskazuje na zwiększoną średnią prędkość w grupie mężczyzn, podczas maksymalnego wychylenia w przód i w tył, przy nieznaczących różnicach w staniu swobodnym przy oczach otwartych. Natomiast w czasie prób wykonywanych przy oczach zamkniętych mężczyźni cechowali się większą średnią prędkością COP przy staniu swobodnym i maksymalnym wychyleniu w tył. W pozycji maksymalnego wychylenia w przód, różnice były niewielkie (Ryc. 11).



Rycina 9 Interakcja pozycja x płeć dla średniej prędkości COP w płaszczyźnie czołowej (SS– stanie swobodne, MP– maksymalne wychylenie w przód, MT– maksymalne wychylenie w tył)



Rycina 10. Interakcja pozycja x płeć dla średniej prędkości COP w płaszczyźnie strzałkowej (SS– stanie swobodne, MP– maksymalne wychylenie w przód, MT– maksymalne wychylenie w tył)



Rycina 11. Interakcja pozycja x wzrok x płeć dla średniej prędkości COP w płaszczyźnie strzałkowej (SS– stanie swobodne, MP– maksymalne wychylenie w przód, MT– maksymalne wychylenie w tył)

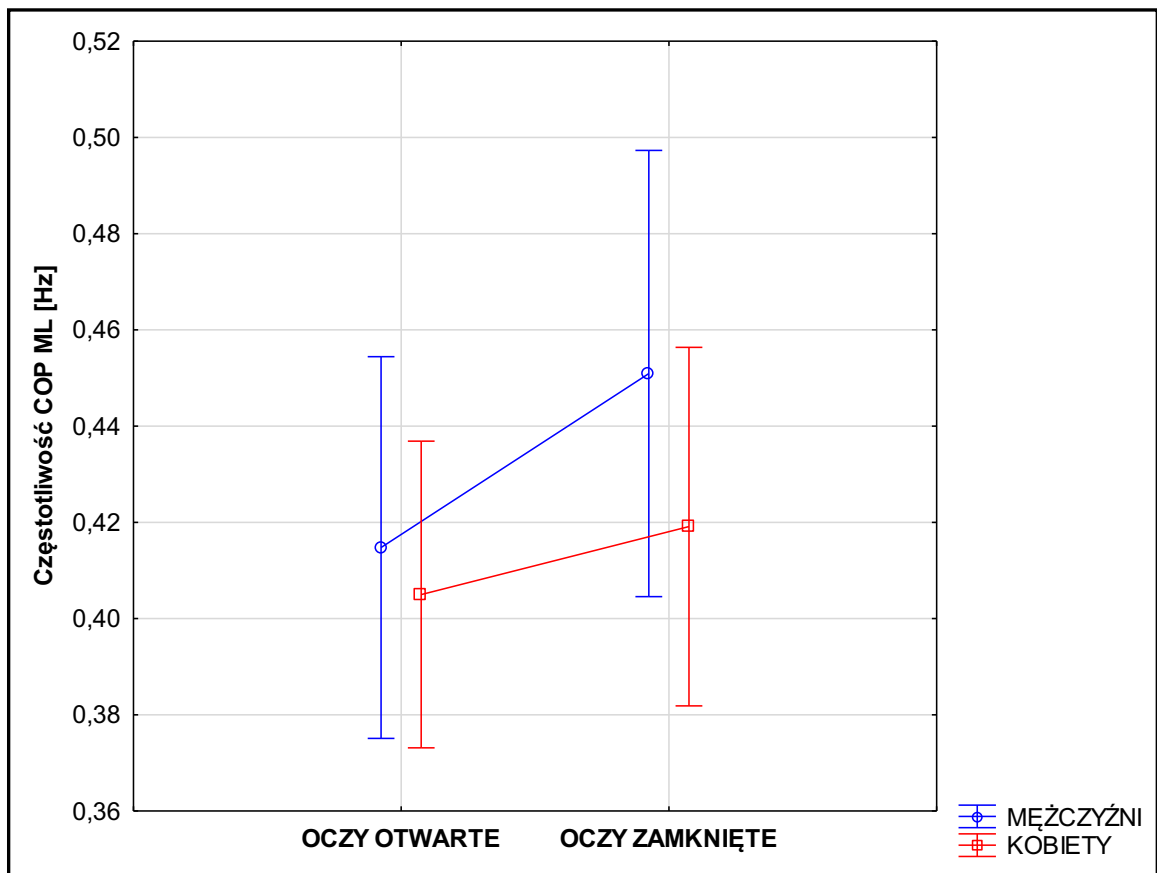


### Częstotliwość COP

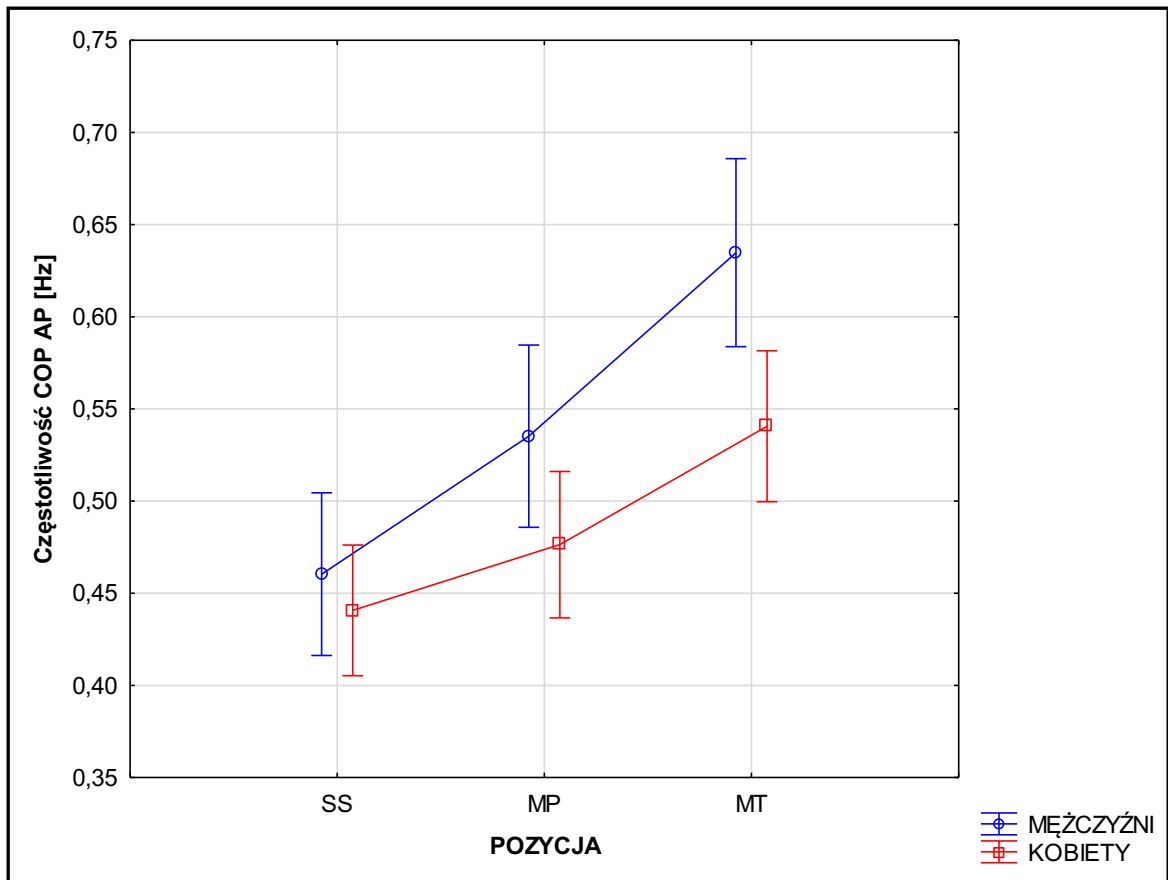
Wystąpiła interakcja wzrok x płeć ( $F(1,13)=4,10$ ,  $p=0,045$ ) w płaszczyźnie czołowej, wskazująca na większe wartości częstotliwości COP u mężczyzn w próbach wykonywanych bez kontroli wzroku, natomiast przy oczach otwartych są to nieznaczne różnice między grupami (Ryc. 12).

Występujący w płaszczyźnie strzałkowej efekt główny płci ( $F(1,13)=11,23$ ,  $p=0,001$ ), potwierdza większą częstotliwość COP w grupie mężczyzn. Interakcja pozycja x płeć ( $F(2,26)=4,75$ ,  $p=0,009$ ), świadczy o większych wartościach częstotliwości COP w płaszczyźnie strzałkowej u mężczyzn podczas maksymalnego wychylenia w przód i w tył, przy nieznacznych różnicach podczas stania swobodnego (Ryc. 13)

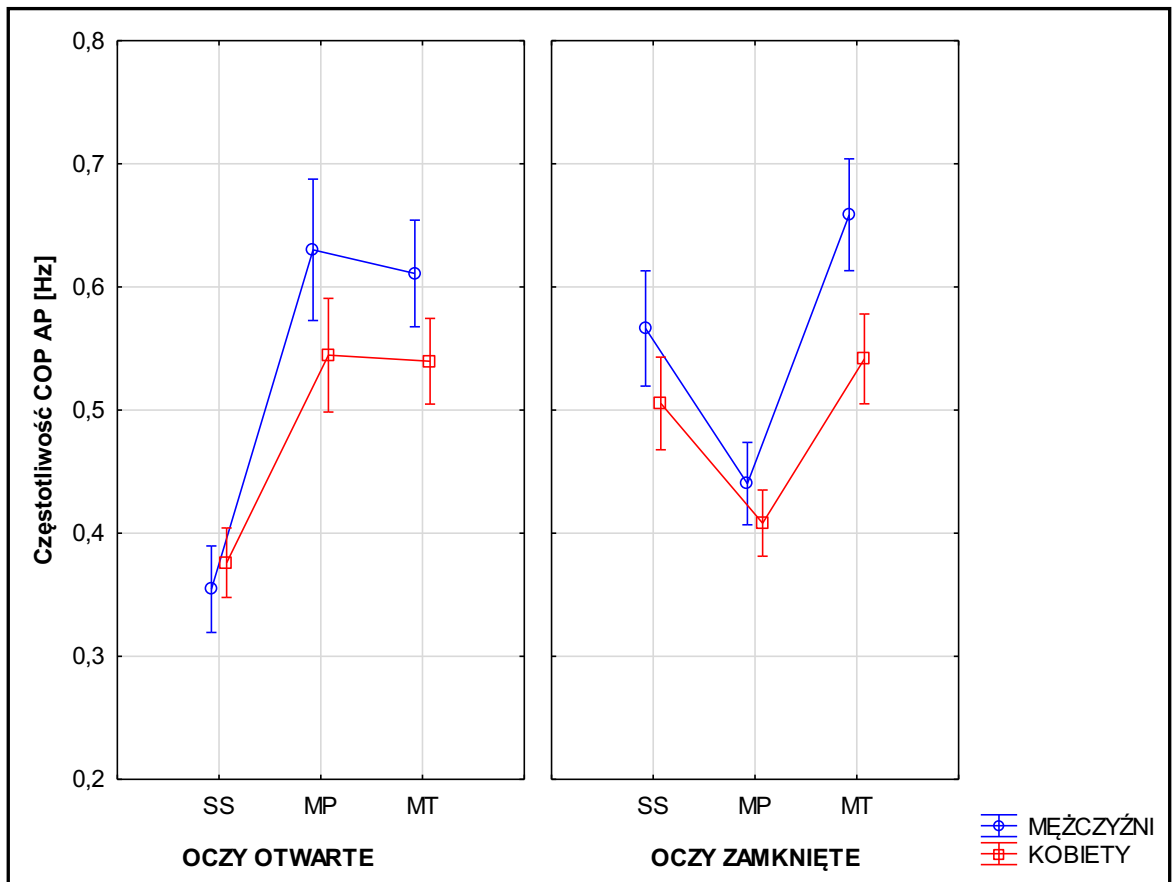
Potrójna interakcja pozycja x wzrok x płeć ( $F(2,26)=3,12$ ,  $p=0,046$ ), wskazuje na zwiększoną częstotliwość COP w płaszczyźnie strzałkowej u mężczyzn, podczas maksymalnego wychylenia w przód i w tył, przy niewielkich różnicach w staniu swobodnym przy oczach otwartych. Natomiast przy oczach zamkniętych u mężczyzn większe wartości częstotliwości COP wystąpiły jedynie w maksymalnym wychyleniu w tył. W pozycji stania swobodnego i maksymalnego wychylenia w przód, różnice były nieznaczne (Ryc. 14).



Rycina 12 Interakcja wzrok x płeć dla częstotliwości COP w płaszczyźnie czołowej



Rycina 13. Interakcja pozycja x płeć dla częstotliwości COP w płaszczyźnie strzałkowej (SS– stanie swobodne, MP– maksymalne wychylenie w przód, MT– maksymalne wychylenie w tył)

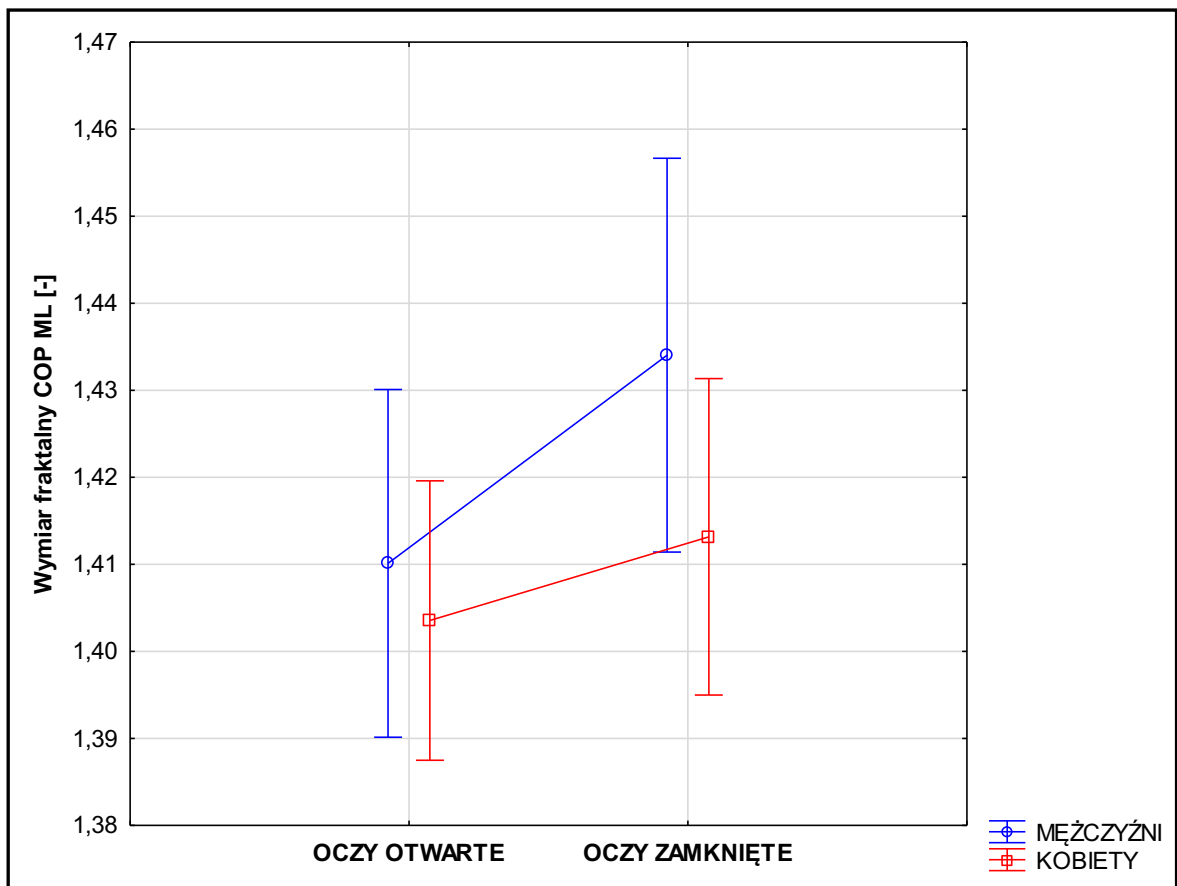


Rycina 14. Interakcja pozycja x wzrok x płeć dla częstotliwości COP w płaszczyźnie strzałkowej (SS– stanie swobodne, MP– maksymalne wychylenie w przód, MT– maksymalne wychylenie w tył)

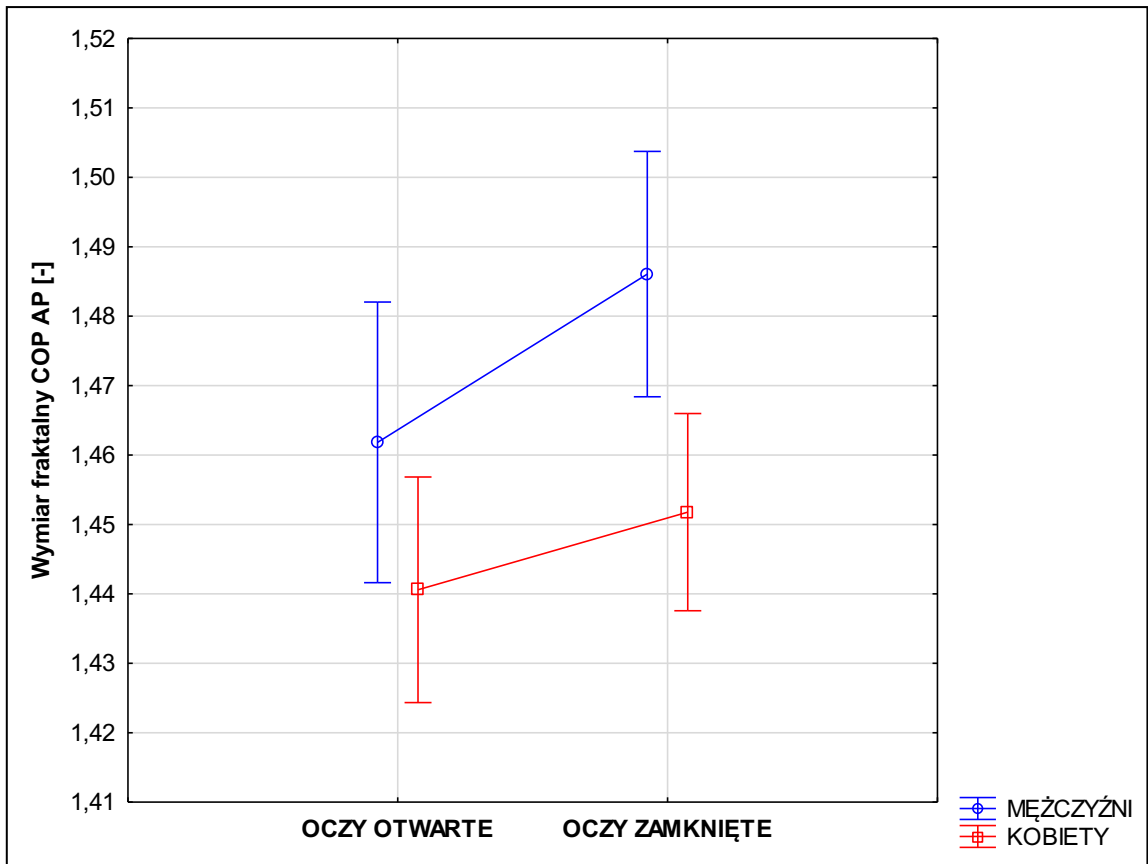
### Wymiar fraktalny COP

Wystąpiła interakcja wzrok x płeć ( $F(1,13)=8,75$ ,  $p=0,004$ ), w płaszczyźnie czołowej wymiar fraktalny przy oczach zamkniętych był wyższy u mężczyzn. Przy oczach otwartych różnice były niewielkie (Ryc. 15)

W płaszczyźnie strzałkowej wystąpił efekt główny płci ( $F(1,13)=18,57$ ,  $p<0,000$ ), wymiar fraktalny był wyższy u mężczyzn. Ponadto wystąpiła interakcja wzrok x płeć ( $F(1,13)=4,75$ ,  $p=0,031$ ), wskazująca na wyższe wartości wymiaru fraktalnego COP w płaszczyźnie strzałkowej u mężczyzn, zarówno przy oczach otwartych i zamkniętych (Ryc. 16).



Rycina 15. Interakcja wzrok x płeć dla wymiaru fraktalnego COP w płaszczyźnie czołowej

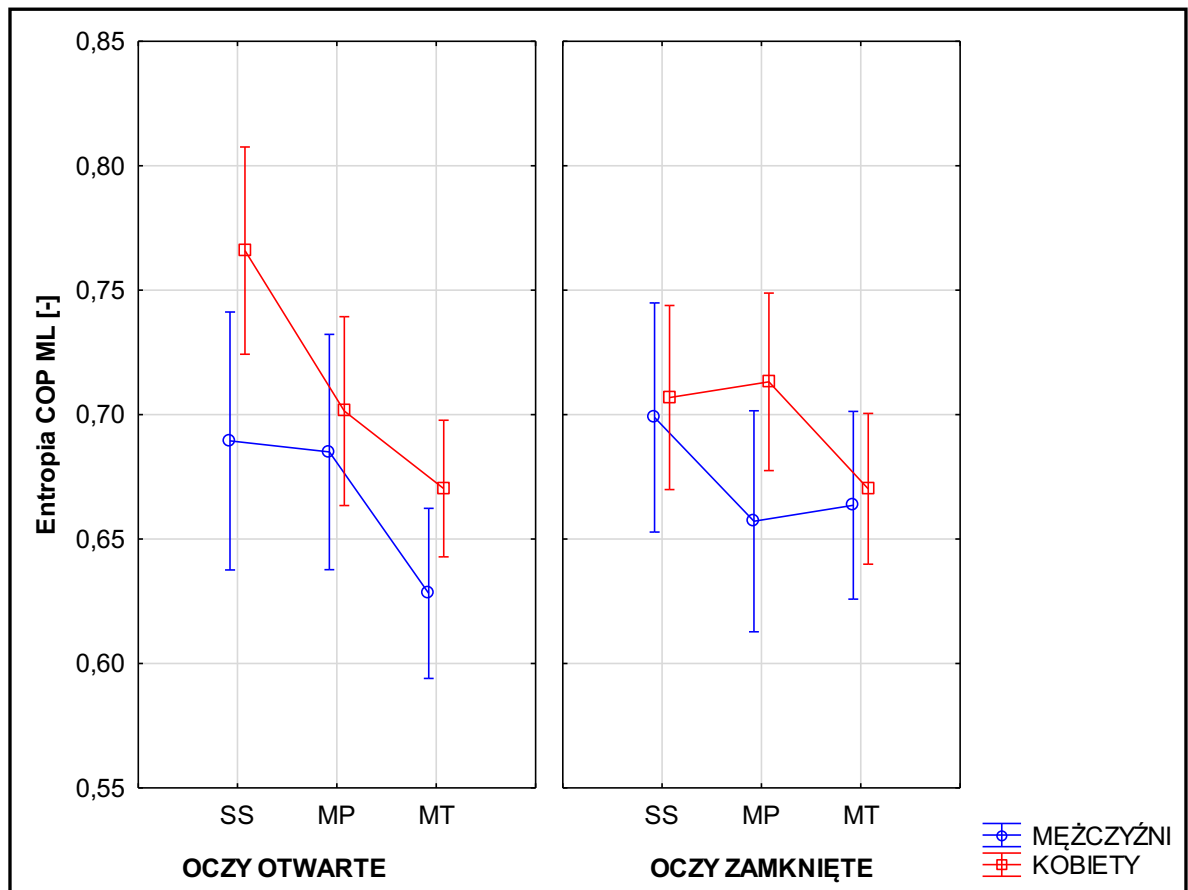


Rycina 16. Interakcja wzrok x płeć dla wymiaru fraktalnego COP w płaszczyźnie strzałkowej

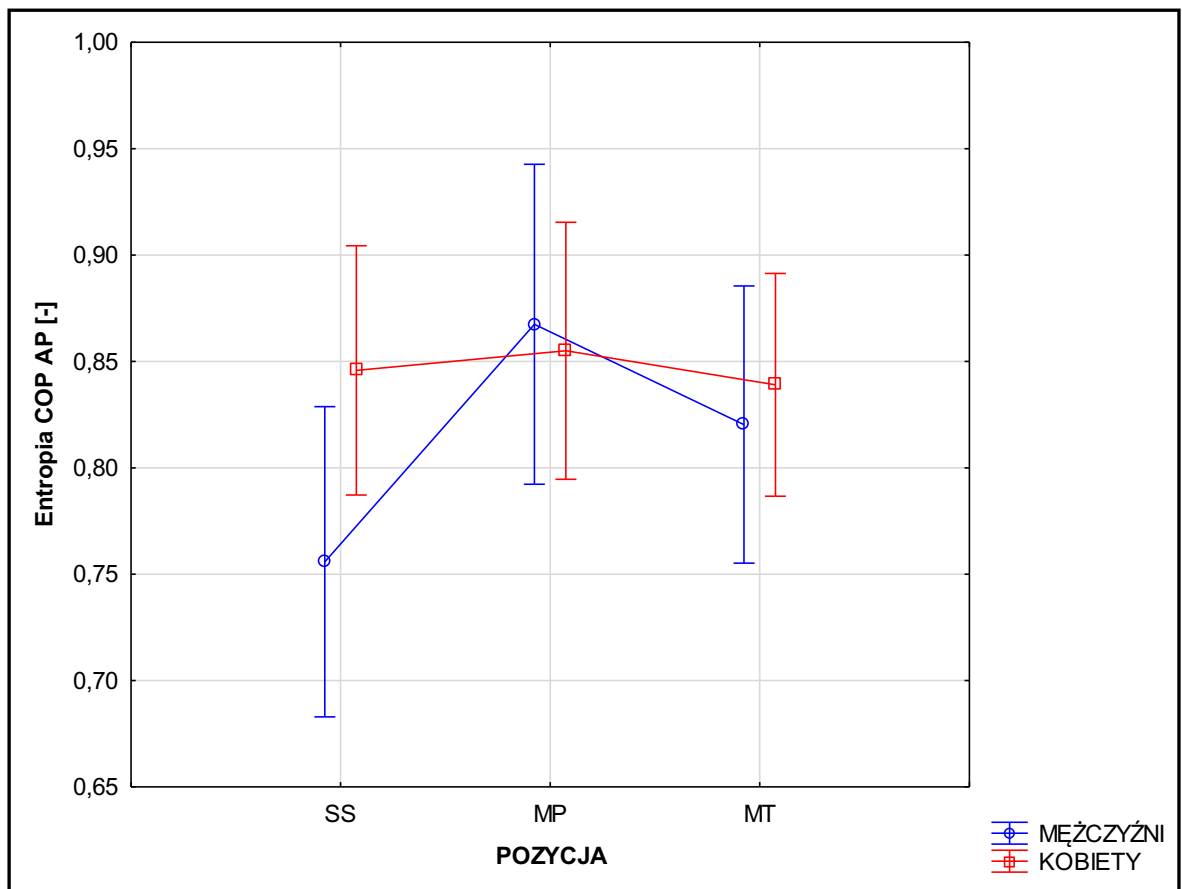
## Entropia COP

Wystąpiła interakcja potrójna pozycja x wzrok x płeć ( $F(2,27)=3,49$ ,  $p=0,032$ ), wskazująca na wyższe wartości entropii COP u kobiet w płaszczyźnie czołowej w stanie swobodnym i maksymalnym wychyleniu w tył przy oczach otwartych. Przy oczach zamkniętych w płaszczyźnie czołowej jedynie podczas maksymalnego wychylenia w przód kobiety odznaczały się wyższą entropią COP, przy nieznacznych różnicach podczas stania swobodnego i maksymalnego wychylenia w tył (Ryc. 17).

W płaszczyźnie strzałkowej wystąpiła interakcja pozycja x płeć ( $F(2,26)=4,81$ ,  $p=0,009$ ), entropia COP była wyższa u kobiet podczas stania swobodnego, przy nieznacznych różnicach w trakcie maksymalnego wychylenia w przód i w tył (Ryc. 18).



Rycina 17. Interakcja pozycja x wzrok x płeć dla entropii COP w płaszczyźnie czołowej (SS– stanie swobodne, MP– maksymalne wychylenie w przód, MT– maksymalne wychylenie w tył)



Rycina 18. Interakcja pozycja x płeć dla entropii COP w płaszczyźnie strzałkowej (SS– stanie swobodne, MP– maksymalne wychylenie w przód, MT– maksymalne wychylenie w tył)



## V 6. Kontrola równowagi w warunkach dynamicznych a płeć

Tabela 15. Wartości średnie parametrów zmierzonych na platformie dynamicznej BIODEX wraz z odchyleniem standardowym dla prób wykonywanych przez kobiety i mężczyzn

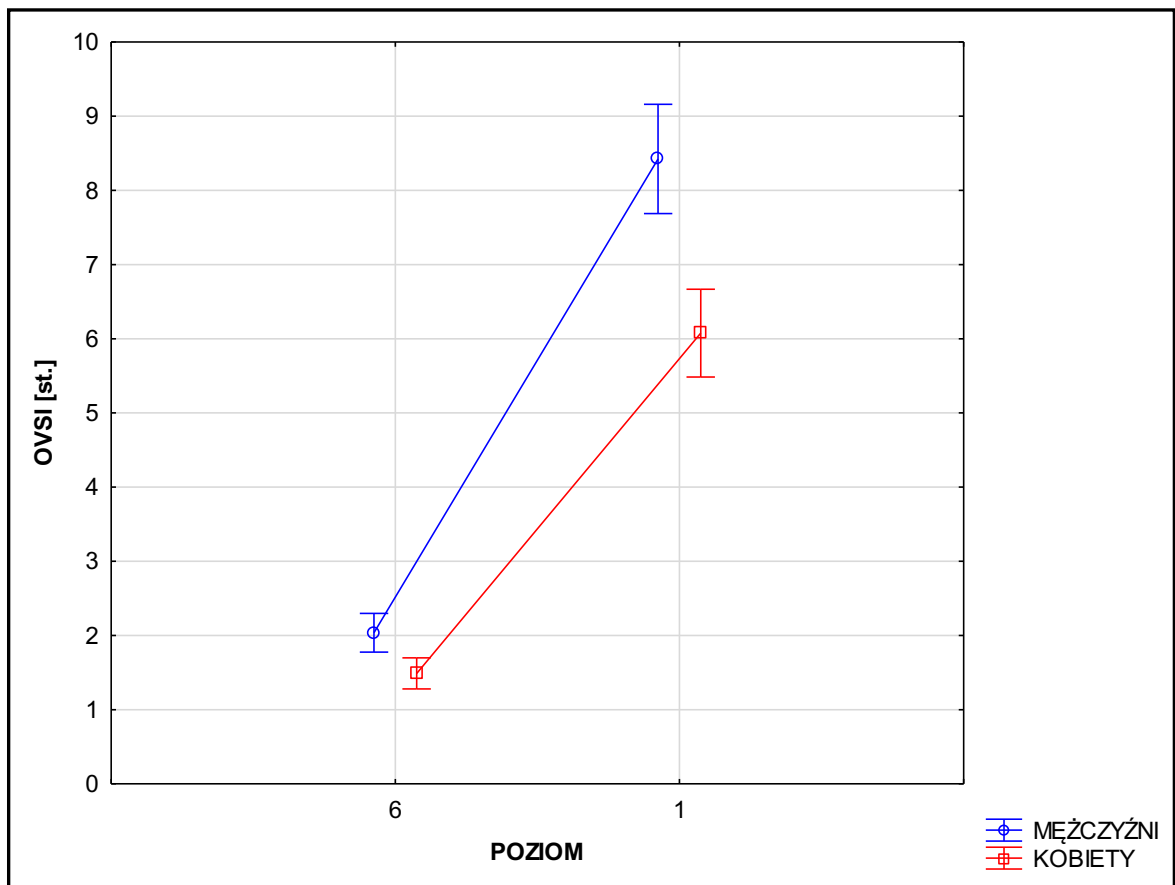
Poziom 6	K	M
OVSİ [st.]	1,49±0,89	2,04±1,02
APSI [st.]	1,23±0,92	1,58±0,92
MLI [st.]	0,61±0,29	0,97±0,54
Poziom 1	K	M
OVSİ [st.]	6,08±2,69	8,42±2,61
APSI [st.]	4,46±2,17	5,70±1,95
MLI [st.]	3,16±1,51	4,96±1,58

(K– kobiety, M– mężczyźni, OVSİ– ogólny wskaźnik stabilności, APSİ– wskaźnik stabilności przednio-tylnej, MLI– wskaźnik stabilności boczno-przyśrodkowej)

### V 6. 1 Wpływ płci na wyniki kontroli równowagi w warunkach dynamicznych

#### OVSİ

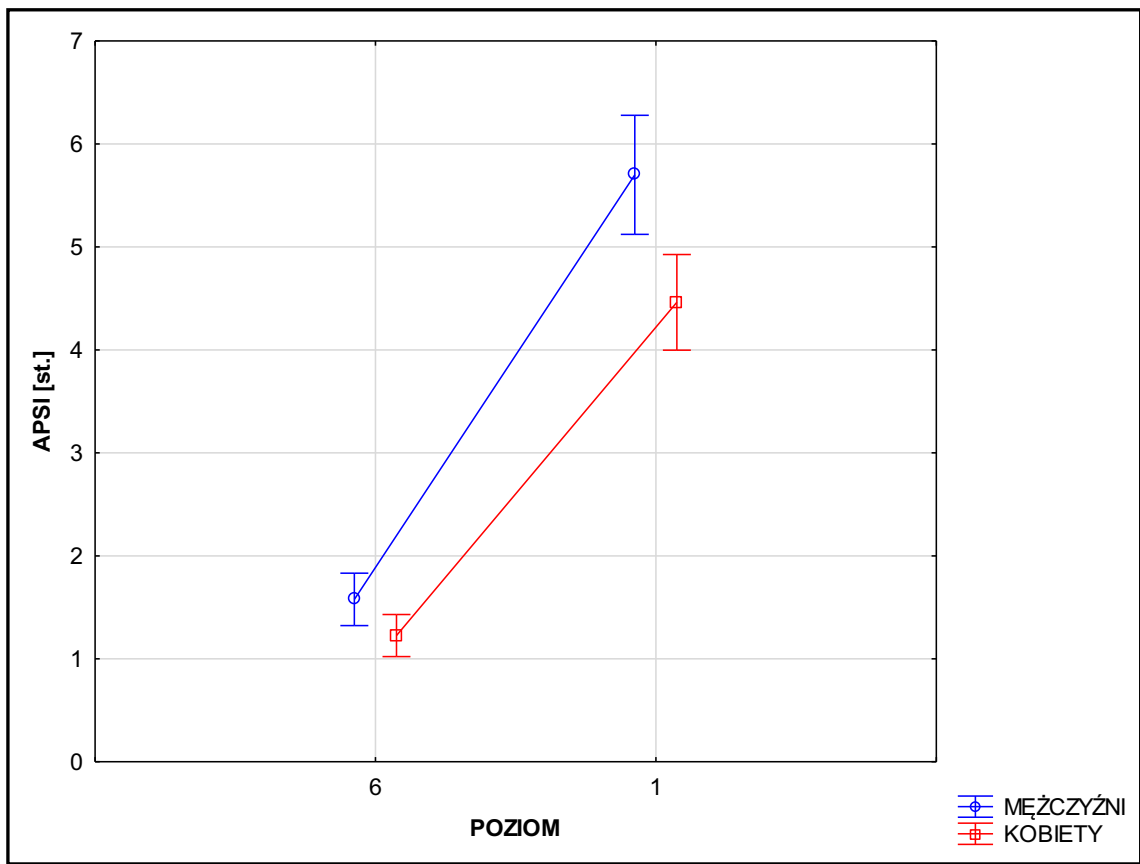
Wykazano efekt główny płci ( $F(1,13)=25,99$ ,  $p<0,000$ ), mężczyźni odznaczali się wyższymi wartościami ogólnego wskaźnika równowagi OVSİ. Wystąpiła także interakcja poziom x płeć ( $F(1,13)=16,96$ ,  $p<0,000$ ), na poziomie pierwszym wychwiania ciała były większe w grupie mężczyzn, na poziomie szóstym różnice są nieznaczne (Ryc. 19).



Rycina 19. Interakcja poziom x płeć dla parametru OVSI

#### APSI

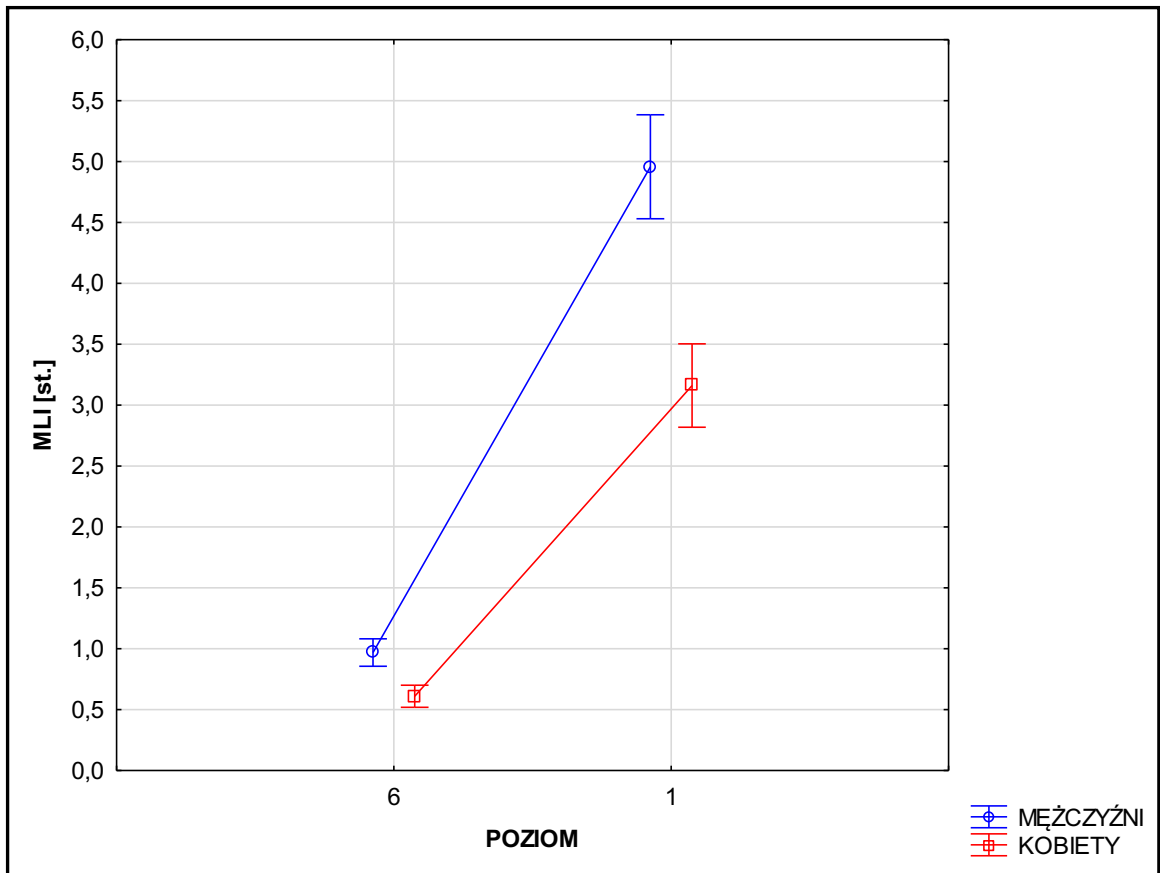
Wystąpił efekt główny płci ( $F(1,13)=11,85$ ,  $p=0,001$ ), mężczyźni uzyskiwali wyższe wyniki parametru stabilność przednio-tylnej APSI. Dodatkowo wystąpiła interakcja poziom x płeć ( $F(1,13)=6,41$ ,  $p=0,013$ ), na poziomie 1 mężczyźni charakteryzowali się wyższymi wartościami parametru APSI, podczas prób na poziomie 6 nie wykazano znaczących różnic (Ryc. 20).



Rycina 20. Interakcja poziom x płeć dla parametru APSI

### MLI

W przypadku wskaźnika stabilności boczno-przyśrodkowej MLI wystąpił efekt główny płci ( $F(1,13)=46,86$ ,  $p<0,000$ ), mężczyźni uzyskiwali wyższe wartości parametru MLI. Wystąpiła również interakcja poziom x płeć ( $F(1,13)=32,05$ ,  $p<0,000$ ), na poziomie pierwszym płeć różnicowała wyniki uzyskane przez osoby badane, grupę mężczyzn cechowały wyższe wartości parametru MLI w stosunku do kobiet. Na poziomie szóstym różnice były nieznaczne (Ryc. 21).



Rycina 21. Interakcja poziom x płeć dla parametru MLI

## VI DYSKUSJA

Celem pracy było zestawienie wyników i zbadanie zależności pomiędzy testem Functional Movement Screen a stabilnością posturalną, badaną przy użyciu platform sił. Kontrolę równowagi oceniono w warunkach statycznych i dynamicznych, dokonując również oceny korelacji pomiędzy wynikami tych dwóch form badań. Przeanalizowano także różnice występujące w uzyskanych rezultatach pomiędzy kobietami i mężczyznami. Ewaluacja wielu parametrów różnych metod badawczych umożliwiła szersze spojrzenie na stan funkcjonalny badanych osób. Ponadto wykorzystano różne poziomy trudności wykonywanych zadań równoważnych. Pozwoliło to na zbadanie kontroli równowagi w trudniejszych warunkach adekwatnych dla młodych zdrowych osób i odniesienie do mniej złożonych prób równoważnych. Wysoki poziom stabilności posturalnej jest ważną komponentą motoryczną niezbędną do zdobycia wyższych wyników w teście FMS. Natomiast deficyty równoważne są potwierdzonym czynnikiem ryzyka urazów, podobnie jak będące ich konsekwencją niższe wyniki odnotowywane podczas wykonywania testu FMS. Szczegółowa weryfikacja i analiza występowania związków pomiędzy stabilnością posturalną a testem FMS, może rzucić nowe światło na interpretacje poszczególnych parametrów stabilograficznych. Przepuszczalnie, może mieć także wpływ na dobór priorytetów strategii profilaktycznych przygotowywanych w celu predykcji i prewencji urazów.

### VI 1. Równowaga ciała a wyniki testu FMS

Uzyskane wyniki badań własnych wskazują na pogorszone wyniki testów równowagi w warunkach statycznych wśród osób osiągających wyższe wyniki w teście FMS. Znalazło to potwierdzenie w postaci zwiększonego zakresu sygnału COP w płaszczyźnie czołowej, podczas maksymalnego wychylenia w przód oraz w tył, przy oczach zamkniętych. Dodatkowo, w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej osoby z wynikiem powyżej 15 pkt. FMS wykazywały się wyższymi wartościami średniej prędkości COP. Ten parametr wg Didomenico i wsp. (2015) jest wysoko (-0,70) skorelowany z pozornym czasem do kontaktu (TtC) z granicą stabilności. Opierając się na tym fakcie, można stwierdzić, iż grupa osiągająca 15 i więcej punktów w teście FMS

bardziej zbliżała się do swojej granicy stabilności. W związku z powyższym utrzymywała równowagę w trudniejszych warunkach, co mogło mieć przełożenie również na zakres COP. Natomiast osoby z niższymi wynikami FMS zachowały większy TtC, na co wpływ mogły mieć ograniczenia funkcjonalne, które potwierdził FMS. Zmniejszony zakres ruchu w stawie skokowym, wzmożona aktywność grupy mięśni kulszowo-goleniowej to jedne z potencjalnych przyczyn. Wymaga to dalszej, szczegółowej analizy, jednak wskazuje interesujący kierunek, który może przynieść więcej informacji na temat interpretacji parametrów stabilograficznych. Drugim prawdopodobnym wyjaśnieniem zaistniałych związków, mogą być różnice w wynikach testu FMS oraz badań kontroli równowagi występujące ze względu na płeć osób badanych. Lepszą stabilnością posturalną od mężczyzn wykazują się kobiety, u których z kolei średni wynik testu FMS jest gorszy od mężczyzn. Chcąc wykluczyć powyższe zależności, w kolejnych badaniach należy utworzyć oddzielne grupy badawcze dla mężczyzn i kobiet. Jednakże, przyglądając się bliżej związkom wyników kontroli równowagi w warunkach statycznych i FMS można wyróżnić jedynie trzy słabe korelacje. Dwie z nich dotyczą rezultatu testu uniesienia tułowia w podporze przodem skorelowanego dodatnio z wymiarem fraktalnym COP w płaszczyźnie strzałkowej oraz średnią prędkością COP w płaszczyźnie czołowej. Trzecia korelacja występuje pomiędzy wynikiem stabilności rotacyjnej z wymiarem fraktalnym COP w płaszczyźnie strzałkowej. Pomimo potwierdzonych statystycznie związków pomiędzy parametrami zmierzonymi na platformie statycznej oraz wynikami testu FMS, nie można z pełnym przekonaniem potwierdzić występujących związków pomiędzy tymi metodami badawczych. Spośród zmierzonych sześciu parametrów sygnału COP, wyłącznie zakres oraz średnia prędkość różnicowały grupy wydzielone ze względu na wynik FMS. Podobnie wystąpienie tylko trzech słabych korelacji, wskazuje na znikomy związek wyników FMS i badań kontroli równowagi w warunkach statycznych. Przepuszczalnie, zbadanie większej grupy badanych jednej płci mogłoby wykazać silniejsze związki.

Brak zależności pomiędzy stabilnością posturalną z wynikiem zadania przysiad w wykroku z testu Functional Movement Screen potwierdza w swoich badaniach Hartigan i wsp. (2014). Jednak ograniczony charakter protokołu badawczego mógł wpłynąć na uzyskane rezultaty. Wykonano tylko jedno z zadań wchodzących w skład

FMS, był to przysiad w wykroku, a kontrolę równowagi zbadano podczas wykonywania właśnie tego zadania przy pomocy tylko jednego parametru. Clifton i wsp. (2013) donoszą o związkach kontroli równowagi w warunkach statycznych z trzema zdaniami testu FMS. W ich badaniach wystąpiły przeciętne ujemne korelacje parametrów sygnału COP z wynikami zadania przeniesienia nogi nad płotkiem, przysiadu wykroku oraz aktywnego uniesienia wyprostowanej kończyny dolnej. Harshbarger i wsp. (2018) zbadali związki FMS z wynikami Balance Error Scoring System. W ich wynikach korelacje FMS wystąpiły z kontrolą równowagi podczas stania jednonóż w warunkach statycznych oraz w czasie próby wykonywanej obunóż na niestabilnym podłożu. Trindade i wsp. (2017) testowali kontrolę równowagi w warunkach statycznych oraz dynamicznych, gdy płyta platformy sił była niestabilna. W tych badaniach nie odnotowano różnic stabilności posturalnej w warunkach statycznych pomiędzy grupami wydzielonymi na podstawie wyniku ogólnego FMS. Jako przyczynę braku związków pomiędzy parametrami stabilograficznymi i wynikami FMS autorzy wskazują zbyt niski poziom trudności zastosowanego zadania równoważnego. Jako jeden z argumentów wyróżniono również dużą ilość zmiennych mających wpływ na zdolność zachowania równowagi. Nie rozpoznano, które z nich najlepiej odzwierciedlają stan funkcjonalny badanych osób. W niniejszej pracy w warunkach statycznych zbadano 6 wskaźników opisujących sygnał COP, starając się wykluczyć wskazywany wyżej problem, niestety nieskutecznie. Odnosząc się do trudności zadań równoważnych także uwzględniono poprzednie wyniki i utrudniono ich wykonanie przez zbliżenie się do granicy stabilności oraz wyłączenie kontroli wzroku. Wykonywane próby równoważne w warunkach statycznych, w stosunku do standardowej pozycji stania swobodnego wyraźnie angażowały badane osoby. Nie przyniosło to jednak spodziewanych efektów, co może świadczyć o tym, że zastosowane warunki aktywizują inne strategie posturalne niż test FMS. W swoich badaniach Clifton i wsp. (2013) dokonali oceny kontroli równowagi w pozycji stojącej na jednej nodze. Ograniczenie wielkości pola podparcia może być tym decydującym warunkiem, który angażuje kontrolę równowagi w podobny sposób co FMS. Jednakże warto też nadmienić, że w teście FMS nie wszystkie zadania są związane z równowagą. Z uwagi na to ogólny wynik FMS może nie dyskryminować osób, u których występują deficyty kontroli równowagi (Clifton i wsp., 2013).

W odniesieniu do badań przeprowadzonych z wykorzystaniem dynamicznej platformy sił i ogólnego wyniku testu FMS związek ujawniono jedynie w przypadku parametru wskaźnika stabilności przednio-tylnej (APSI). Osoby zdobywające w teście FMS niższe wyniki wykonywały gorzej zadanie równoważne na najtrudniejszym poziomie niestabilność płyty platformy. Przeciętne ujemne korelacje wyników osiągniętych podczas testu przysiadu w wykroku wystąpiły z każdym parametrem mierzonym na platformie Biodex Balance System. Ponadto słabe ujemne korelacje obserwujemy na przykładzie rezultatu testu mobilności obręczy barkowej z ogólnym wskaźnikiem stabilności (OVSI) i APSI. Jest to spójne z wynikami analizy wariancji, gdzie przy wyższych wynikach w teście FMS wychwiania platformy dynamicznej były mniejsze. Z kolei wskaźnik stabilności boczno-przyśrodkowej (MLI) na poziomie 1 i wynik testu uniesienia tułowia w podporze przodem wykazują przeciętną dodatnią korelację. W tym przypadku mamy do czynienia także ze słabą dodatnią korelacją z OVSI. O podobnej sytuacji słabych dodatnich korelacji z wynikiem uniesienia tułowia w podporze przodem możemy mówić również w przypadku OVSI i MLI dla prób wykonywanych na poziomie 6. Stabilność posturalna w warunkach dynamicznych na najbardziej zaawansowanym poziomie trudności wykazała związki, jakie autor zakładał przed rozpoczęciem badań. Osoby, które w teście FMS miały wyniki niższe lub równe 14pkt. charakteryzowały się gorszą jakością wykonania zadania równoważnego. Znalazło to potwierdzenie zarówno w analizie wariancji parametru APSI, jak i przeciętnych ujemnych korelacjach każdego z trzech parametrów (OVSI, APSI, MLI) z wynikami przysiadu w wykroku. Natomiast w przypadku występujących dodatnich korelacji wyników zadania uniesienia tułowia w podporze przodem z OVSI i MLI prawdopodobnie jest to spowodowane wyższymi wynikami z tego zadania u mężczyzn. Zaistniałe korelacje były dodatnie z powodu gorszych wyników testów równowagi u mężczyzn., co zostało dokładniej opisane w dalszej części pracy.

Spójne z wynikami niniejszej pracy rezultaty uzyskał Scudamore i wsp. (2019). Zbadany przez nich w warunkach dynamicznych na platformie Biodex Balance System ogólny wskaźnik stabilności był przeciętnie skorelowany z wynikiem ogólnym FMS. Wystąpiła także wysoka korelacja pomiędzy wynikami testu FMS z Y-balance test (YBT), który służy do oceny równowagi w warunkach dynamicznych. Ponadto wykryto związki pomiędzy wynikami badań kontroli równowagi z wynikami głębokiego przysiadu,



mobilności obręczy barkowej, uniesienia tułowia w podporze przodem oraz stabilności rotacyjnej. Do podobnych wniosków doszli Teyhen i wsp. (2014), wskazując na związki YBT z wynikiem ogólnym FMS. Zależności występowały pomiędzy YBT a zadaniami głębokiego przysiady, przeniesienia nogi nad płotkiem, przysiady w wykroku i mobilności obręczy barkowej. Badając związki z testem Star Balance Excursion Test (SEBT) współzależności z FMS wykryto w badaniach Lockie i wsp. (2015), Harshbarger i wsp. (2018), Armstrong (2020). Dodatkowo potwierdzone korelacje z wynikami FMS zostały obliczone również w stosunku do badania na Biodex Balance System w warunkach dynamicznych – stojąc jedno nogą na niestabilnej platformie (Trindade i wsp., 2017). Wszystkie przytoczone wyżej doniesienia naukowe są spójne z wynikami badań własnych dotyczących związków FMS z równowagą badaną w warunkach dynamicznych. Przypuszczalnie, w tych formach oceny funkcjonalnej wykorzystywane są podobne mechanizmy równoważne. Weryfikacja tych spekulacji wymaga jednak dokładniejszych badań z oceną aktywności poszczególnych grup mięśniowych oraz analizą wielkości zakresów ruchu w stawach kończyn dolnych.

W kolejnych etapach badań nad testem Functional Movement Screen i kontrolą równowagi, w warunkach statycznych należy rozważyć wykorzystanie pozycji stania jedno nogą. Przy czym, w warunkach dynamicznych badając młode zdrowe osoby na platformie Biodex Balance System należy stosować najwyższy poziom trudności. Ponadto, pozycje maksymalnego wychylenia w warunkach statycznych, należałoby dogłębnie przeanalizować pod kątem średniej prędkości COP i jej związków z parametrem TtC, co może wzbogacić wiedzę na temat interpretacji tych parametrów. Dodatkowo, można ocenić zakres obszaru stabilności przedniej i tylnej. Wyniki niniejszej pracy mogą okazać się pomocne dla fizjoterapeutów, trenerów przygotowania motorycznego, lekarzy oraz innych osób używającym FMS do oceny swoich pacjentów, podopiecznych czy też klientów. Przy niższych wynikach, być może należy poszerzyć diagnostykę o badania kontroli równowagi z użyciem platform sił, aby potwierdzić występowanie i wielkości deficytów równoważnych. Spekulując, możemy też dojść do wniosku, iż wprowadzenie korekcji wzorców FMS w tym przede wszystkim przysiady w wykroku, będzie prowadzić do poprawy stabilności posturalnej wśród młodych zdrowych osób. W konsekwencji może się to przełożyć na ograniczenie liczby upadków i ich następstw. Przeprowadzenie

podobnych badań na osobach starszych czy też po kontuzjach, może przynieść więcej informacji na temat związków wyników FMS i kontroli równowagi. Przepuszczalnie występujące deficyty ruchowe, ujawniłyby się wyraźniej w wynikach FMS, jak również wynikach badań stabilność posturalnej.

## **VI 2. Kontrola równowagi w warunkach statycznych i dynamicznych**

Przeprowadzone w tym eksperymencie badania kontroli równowagi odbyły się w odmiennych warunkach na dwóch różnych platformach sił. Jedne z nich zostały wykonane na stabilnej platformie Kistler, gdzie osoby badane utrzymywały równowagę w trzech pozycjach z oczami otwartymi oraz zamkniętymi. Tę formę oceny zaliczamy do warunków statycznych. Drugą zastosowaną metodą oceny kontroli równowagi, było badanie na platformie Biodex Balance System w warunkach dynamicznych, gdzie podczas prób płyta platformy była ruchoma. Wyniki niniejszej pracy wskazują na obecność istotnych statystycznie związków pomiędzy parametrami zbadanymi na obu platformach. Wykryto przeciętne ujemne korelacje entropii COP zbadanej w badaniach statycznych ze wskaźnikami OVSI, APSI, MLI zarejestrowanymi w warunkach dynamicznych. Potwierdza to, że osoby wykazujące się większym automatyzmem podczas prób w warunkach statycznych, wykazują się także lepszą kontrolą równowagi w warunkach dynamicznych. Z kolei u osób z niższymi wartościami entropii COP, do utrzymania stabilnej pozycji są niezbędne większe zasoby uwagi. U tych samych osób, podczas prób w warunkach dynamicznych wzrasta poziom wskaźników OVSI, APSI, MLI, co wskazuje na gorszą jakość wykonania zadania równoważnego. Wystąpiły przeciętne dodatnie korelacje amplitudy i zakresu COP ze wskaźnikami OVSI i MLI. Przeciętne korelacje wystąpiły głównie w odniesieniu do parametrów COP zbadanych podczas maksymalnego wychylenia w przód. Powyższe wyniki, wskazują na wykorzystywanie podobnych mechanizmów posturalnych w zastosowanych warunkach statycznych i dynamicznych. Występujące zależności były najliczniej obecne pomiędzy próbami wykonywanymi w warunkach statycznych przy oczach zamkniętych i maksymalnych wychyleniach ciała, a najbardziej niestabilnym poziomem ruchomości płyty platformy w warunkach dynamicznych. Przepuszczalnie jest to spowodowane

młodym wiekiem i dobrym stanem zdrowia badanych osób. W łatwiejszych warunkach takie osoby dysponują wieloma strategiami posturalnymi, które w różny sposób kompensują bodźce destabilizacyjne. Utrudniając wykonanie zadania równoważnego poprzez wyłączenie kontroli wzroku czy zbliżenie do granicy stabilności wykluczamy część tych strategii zwiększając powtarzalność wykonywanych prób, co mogą potwierdzać uzyskane wyniki. Podobnie w przypadku warunków dynamicznych, zwiększona ruchomość płyty platformy, również bardziej obnaża ewentualne deficyty równoważne.

Związki pomiędzy wynikami kontroli równowagi w warunkach statycznych i dynamicznych potwierdzono również w pracy Hrysomallis i wsp. (2006). Jednak autorzy podkreślają niewielkie wartości korelacji ( $r=0,34$ ,  $p=0,042$ ), które świadczą o słabym związku tych dwóch form oceny stabilności posturalnej. Przyczyną takich rezultatów, mogła być dość mała grupa badawcza (37 zawodników futbolu australijskiego). Dodatkowo analizowano jedynie maksymalne wychwiania sygnału COP w płaszczyźnie czołowej. Ponadto zadania równoważne polegały na staniu jednonóż przy oczach otwartych, co mogło okazać się zbyt łatwym zadaniem. Wszystkie wyżej wymienione cechy protokołu badawczego wykorzystanego przez Hrysomallis i wsp. (2006) mogły wpłynąć na uzyskane wyniki i słabe związki pomiędzy równowagą w warunkach statycznych i dynamicznych. Groters i wsp. (2013) zbadali zależności pomiędzy zdolnością zachowania równowagi w warunkach statycznych na platformie sił i w warunkach dynamicznych podczas testu Multiple Hop Test. W tym przypadku również nie wykryto znaczących związków pomiędzy obiema formami oceny. Zbadano niewielką liczbę osób i posłużono się tylko parametrem prędkości COP w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej. Mimo wyłączenia kontroli wzroku w warunkach statycznych, pozycja stania swobodnego obunóż to przypuszczalnie dalej zbyt łatwe zadanie do wykrycia deficytów stabilności posturalnej. W przeglądzie systematycznym wykonanym przez Kiss i wsp. (2018), wykazano znikome zależności pomiędzy równowagą w warunkach statycznych i dynamicznych. Autorzy ci podsumowali wyniki sześciu prac dotyczących młodych dorosłych osób. Niestety we wszystkich tych pracach, podobnie jak w wymienionych wyżej, została zbadana nieduża grupa, a zadania równoważne były stosunkowo łatwe. Jako przyczynę tych niewielkich związków pomiędzy równowagą statyczną i dynamiczną autorzy wskazują odmienny charakter wykorzystywanych mechanizmów równoważnych

w warunkach statycznych i dynamicznych. Jednak odnosząc się do wyników uzyskanych w badaniach własnych wymaga to jeszcze dokładniejszej analizy. W niniejszej pracy zbadano dużą grupę badawczą używając wielu parametrów stabilograficznych. Próby równoważne były znacząco utrudnione przez zbliżenie się do granicy stabilności i wyłączenie kontroli wzroku w warunkach statycznych. Ponadto, na platformie dynamicznej użyto najwyższego poziomu niestabilności tej płyty. Umożliwiło to przeprowadzenie dokładniejszej analizy, co przełożyło się na wykrycie znacznie większej ilości korelacji oraz wskazanie parametrów i warunków w jakich mogą być najczęściej obserwowane. Dalsze badania m. in. nad entropią sygnału COP oraz stabilnością posturalną w pobliżu granicy stabilności, mogą jeszcze bardziej wzbogacić wiedzę na temat tych związków. Niemniej jednak, obecnie należy wziąć pod uwagę przeciętne wielkości zaistniałych korelacji. Potwierdza to zasadność stosowania zarówno warunków statycznych i dynamicznych, w celu uzyskania pełnego obrazu kontroli równowagi.

### **VI 3. Functional Movement Screen a pleć**

W kontekście uzyskanych wyników w teście FMS pomiędzy mężczyznami i kobietami wystąpiły istotne statystycznie różnice. Biorąc pod uwagę ogólny wynik, mężczyźni uzyskiwali wyższe rezultaty od kobiet. W składającym się z 7 zadań ruchowych teście można uzyskać maksymalnie 21 punktów. Średni wynik mężczyzn wyniósł 15,9 pkt., natomiast u kobiet było to 14,4 pkt. Wśród rezultatów poszczególnych zadań istotne statystycznie różnice odnotowano jeszcze w wynikach głębokiego przysiadu, uniesienia tułowia w podporze przodem oraz przysiadu w wykroku. W odniesieniu do pierwszych dwóch wymienionych zadań, podobnie jak w wyniku ogólnym, mężczyźni zdobyli więcej punktów. W przypadku głębokiego przysiadu różnice były niewielkie. Jednak już w teście uniesienia tułowia w podporze przodem, była to znaczna rozbieżność. Mężczyźni uzyskiwali średnio 2,57 pkt., a kobiety jedynie 0,99 pkt. Przepuszczalnie właśnie dlatego także w wyniku ogólnym w porównaniu obu płci wystąpiła istotna statystycznie różnica. Występujące w teście przysiadu w wykroku różnice pomiędzy kobietami i mężczyznami, również były istotne statystycznie. Natomiast tutaj to kobiety osiągały wyższe wyniki od mężczyzn, jednak różnice były niewielkie. Przyczyn możemy

doszukiwać się w dużej komponentce równoważnej zadania przysiadu w wykroku. W badaniach własnych potwierdzono statystycznie lepszą kontrolę równowagi u kobiet, co zostało dokładniej opisane w dalszej części dyskusji. W badaniach Schneiders i wsp. (2011) nie wykazano różnic w wyniku ogólnym FMS pomiędzy kobietami i mężczyznami, a ogólny średni wynik FMS dla wszystkich 209 zbadanych osób wyniósł 15,7 pkt. Analizując poszczególne zadania mężczyźni okazali się lepsi w teście stabilności rotacyjnej oraz uniesieniu tułowia w podporze przodem. Z kolei kobiety uzyskiwały wyższe wyniki w teście mobilności obręczy barkowej i aktywnym uniesieniu wyprostowanej kończyny dolnej. Autorzy jako przyczynę wskazują większą siłę mężczyzn oraz większą mobilność u kobiet, co bezpośrednio wpływa na wyniki poszczególnych zadań FMS, w których wystąpiły istotnie statystyczne różnice. W badaniach własnych nie potwierdzono statystycznie różnic pomiędzy wynikami wspomnianych zadań mobilności obręczy barkowej, aktywnego uniesienia wyprostowanej kończyny dolnej oraz stabilności rotacyjnej. Jednak wartości średnie są wyższe w dwóch pierwszych u kobiet, a w stabilności rotacyjnej u mężczyzn. Przepuszczalnie mniejsza grupa badawcza (130 osób), może być przyczyną takich rezultatów. Z kolei wyniki zadania uniesienia tułowia w podporze przodem wyraźnie wskazują na znacznie większą siłę obręczy barkowej wśród mężczyzn. Natomiast istotne statystycznie różnice badań własnych w wynikach zadania głębokiego przysiadu są bardzo niewielkie, ale wskazują na większość jakości wzorca przysiadu u mężczyzn. Potwierdzone statystycznie różnice w poszczególnych zadaniach z testu FMS wystąpiły w niniejszej pracy w 3 z 7 zadań. Jednak poza przysiadem w wykroku, kobiety miały wyższe wyniki jeszcze w zadaniu mobilności obręczy barkowej i aktywnym uniesieniu wyprostowanej kończyny dolnej. Przy czym mężczyźni wykazują się lepszą jakością, nie tylko w głębokim przysiadzie i uniesieniu tułowia w podporze przodem. Poza tymi dwoma, średnie wartości punktowe były wyższe u mężczyzn w przeniesieniu nogi nad płotkiem i stabilności rotacyjnej. Wzorzec ruchowy głębokiego przysiadu jest najbardziej wszechstronnym ze wszystkich 7 zadań FMS i wymaga nie tylko mobilności, ale również stabilności. Jest ona także podstawą do poprawnego wykonania zadania uniesienia tułowia w podporze przodem, w którym mężczyźni okazali się ewidentnie lepsi. Prawdopodobnie w związku z tym, wyższy poziom stabilności i niewielkie deficyty mobilności, pozwoliły

mężczyznom uzyskać wyższe wyniki w wykonaniu zadania głębokiego przysiadu. W badaniach Perry i Koehle (2013) potwierdzono zależność wyników FMS z wiekiem oraz aktywnością fizyczną oraz BMI. W ich badaniach średnie wartości FMS wśród kobiet wynosiły 15,43 pkt. a mężczyzn tylko 14,79pkt. W badaniach własnych aktywność fizyczną określono na podstawie testu IPAQ. Ponad 72% badanych charakteryzowało się wysoką aktywnością fizyczną, która predysponuje do lepszych wyników FMS. Spekulując, może to być właśnie jedna z przyczyn wyższych wyników wśród mężczyzn i niższych u kobiet w stosunku do badań Perry i Koehle (2013). Prawdopodobnie, może to mieć także związek z przedziałem wiekowym grupy badawczej w tamtych badaniach, która mieściła się pomiędzy 20-39 lat. Niestety autorzy nie podali wartości średnich wieku, ani też wyników dotyczących poszczególnych zadań testu FMS. Wszystkie niedoskonałości metodologiczne mogą przyczyniać się do znacznych rozbieżności w wynikach.

#### **VI 4. Kontrola równowagi a płeć**

Porównując zdolność zachowania równowagi w odniesieniu do płci osób badanych, kobiety wykazały się lepszymi wynikami od mężczyzn. Niemalże w każdym badanym parametrze zostało to potwierdzone istotnymi statystycznie różnicami w wynikach. Zarówno w warunkach statycznych jak i dynamicznych kobiety utrzymywały bardziej stabilną pozycję podczas wykonywanych zadań równoważnych. W odniesieniu do parametrów liniowych począwszy od amplitudy COP w płaszczyźnie czołowej, przez zakres, średnią prędkość i częstotliwość w obu płaszczyznach kobiety odznaczały się niższymi wynikami. Świadczy to o mniejszych wychyleniach ciała i lepszej jakości wykonania zadanej próby równoważnej. Podobnie w przypadku wymiaru fraktalnego COP, większe wartości wśród mężczyzn przekładają się na spadek stabilności. Natomiast wyższe wyniki entropii sygnału COP w obu płaszczyznach u kobiet wskazują na większy automatyzm i mniej uwagi poświęconej zachowaniu równowagi. Biorąc pod uwagę badania wykonywane w warunkach dynamicznych w każdym z trzech parametrów - OVSI, APSI, MLI mężczyźni uzyskiwali większe wartości, co przekłada się na mniejszą stabilność posturalną.

Powyższe wyniki badań własnych kształtują się podobnie jak u innych autorów poruszających tematykę różnic w zdolności zachowania równowagi ze względu na płeć. Do zbliżonych wniosków doszli również Sell i wsp. (2018), w ich badaniach kobiety charakteryzowały się lepszą kontrolą równowagi w warunkach statycznych. Jako prawdopodobne przyczyny różnic, wskazuje się cechy antropometryczne – większa wysokość i masa ciała mężczyzn. Większą stabilnością posturalną u kobiet zanotowano także w badaniach Howell i wsp. (2017). W zmodyfikowanym teście Balance Error Scoring System z analizą wideo kobiety zademonstrowały lepszą jakość wykonania zadania równoważnego, co potwierdziły istotne statystycznie różnice w wynikach. Autorzy także podnoszą tutaj argument różnic antropometrycznych występujących ze względu na płeć osób badanych. Sell i wsp. (2018) oraz Howell i wsp. (2017) zalecają, aby powyższe wnioski uwzględniać podczas tworzenia programów prewencji urazów. Podkreślając konieczność różnicowania badań funkcjonalnych i bodźców treningowych ze względu na płeć.

Ingel i wsp. (2021) także zbadali kontrolę równowagi w warunkach statycznych wśród mężczyzn i kobiet. Ich wyniki także świadczą o lepszej stabilności posturalnej u kobiet. W związku z tym, w projektowaniu treningu oraz innych działań profilaktycznych dla mężczyzn, należy poświęcić więcej uwagi na doskonalenie umiejętności równoważnych. Badania Ingel i wsp. (2021) wykluczyły, że różnice pomiędzy kobietami i mężczyznami są powiązane z udziałem informacji wzrokowej w procesie utrzymywania równowagi. Nie wykazano bowiem istotnych różnic w wielkości zmian jakości wykonania zadania równoważnego po wyłączeniu kontroli wzroku. W związku z czym według Ingel i wsp. (2021) przyczyną tych dysproporcji mogą być cechy antropometryczne lub udział informacji płynących z układu somatosensorycznego czy westybularnego. Wymaga to jednak przeprowadzenia dalszych badań ukierunkowanych na weryfikację tych propozycji.

Sell i wsp. (2018) poza badaniem kontroli równowagi w warunkach statycznych, zbadali tą samą grupę badawczą także w warunkach dynamicznych. Jednak w tych warunkach nie zaobserwowano istotnych statystycznie różnic międzypłciowych. Natomiast badania Wikstrom i wsp. (2006) na grupie 40 osób wskazują na gorszą stabilność posturalną kobiet w warunkach dynamicznych, w porównaniu do mężczyzn. Oceniono

w nich tak jak w badaniach Sell i wsp. (2018) jakość kontroli równowagi po wyskoku i wylądowaniu na jednej nodze. Jako prawdopodobną przyczynę zaistniałych w swoich wynikach różnic międzypłciowych autorzy wskazują odmienne strategie posturalne wykorzystywane do przywrócenia równowagi po wyskoku i lądowaniu przez kobiety.

W badaniach Gribble i wsp. (2009) kobiety i mężczyźni wykonywali Star Excursion Balance Test. W tym eksperymencie kobiety charakteryzowały się lepszymi wynikami kontroli równowagi. Poza większymi odległościami uzyskiwanymi przez kobiety, na podstawie analizy wideo potwierdzono, że jednocześnie wykazywały się one większym zgięciem w stawie kolanowym. Przypuszczalnie kobiety są w stanie bardziej efektywnie zaangażować mięsień obszerny przysrodkowy oraz boczny. Przekłada się to na lepszą kontrolę ruchu i wyższe wyniki SEBT. Greve i wsp. (2013) również zbadali stabilność posturalną w warunkach dynamicznych pod kątem różnic występujących ze względu na płeć osób badanych. W ich badaniach zastosowano platformę Biodex Balance System. W czasie eksperymentu był ustawiony 2 poziom ruchomości płyty, a osoby badane przyjmowały pozycje stania obunóż. Wyniki jednoznacznie potwierdziły, że to kobiety lepiej radziły sobie z niestabilnym podłożem. Tak jak w badaniach własnych, we wszystkich trzech badanych parametrach (OVSI, APSI, MLI) u mężczyzn odnotowano większe wychwiania. Tutaj także jako przyczyny różnic wymieniane są cechy antropometryczne, których średnie wartości są odmienne dla obu płci. Większa wysokość oraz masa ciała, dodatkowo wyżej umiejscowiony środek ciężkości u mężczyzn, mogą mieć bezpośredni wpływ na stabilność aktywnej, organicznej bryły jaką jest ludzkie ciało.

Reasumując, związki pomiędzy testem Functional Movement Screen a stabilnością posturalną z całą pewnością wymagają dalszych badań. W przyszłych eksperymentach dotyczących kontroli równowagi w pobliżu granicy stabilności należy uwzględnić pozorny czas do kontaktu z granicą stabilności. Warto także posłużyć się obliczeniami zakresu obszaru stabilności, zarówno przedniej jak i tylnej. Ułatwi to interpretacje występujących związków pomiędzy testami funkcjonalnymi, a kontrolą równowagi badaną za pomocą platform sił. Kolejnym krokiem do usystematyzowania wiedzy na temat oceny funkcjonalnej i stabilografii będzie zbadanie populacji z występującymi deficytami równoważnymi, czy też funkcjonalnymi np. osób starszych.



Zaistniałe korelacje mogą się wtedy uwypuklić i potwierdzić bieżące spekulacje. Analiza otrzymanych rezultatów potwierdza również zasadność oddzielnego badania kobiet i mężczyzn. Różnice występujące ze względu na płeć w wynikach testu FMS i kontroli równowagi, mogą mieć znaczący wpływ na związki pomiędzy tymi dwoma formami oceny funkcjonalnej. Dowodzi to istotności personalizacji przygotowywanych działań w zakresie predykcji oraz prewencji urazów dla kobiet i mężczyzn.

## VII WNIOSKI

- 1) Functional Movement Screen wykazuje słabe związki ze stabilnością posturalną w warunkach statycznych i dynamicznych u zdrowych młodych osób. Przepuszczalnie różnice występujące w wynikach ze względu na płeć osób badanych znacząco wpłynęły na wielkość zaobserwowanych zależności. Podział na oddzielne grupy ze względu na płeć, powinien umożliwić dokładniejszą analizę związków pomiędzy testami funkcjonalnymi a stabilografią. Ponadto, dodanie do analizowanych parametrów pozornego czasu do kontaktu z granicą stabilności i obszaru stabilności przedniej i tylnej, również może zminimalizować potencjalne niedoskonałości metodologiczne.
- 2) Pomiędzy zdolnością zachowania równowagi w warunkach statycznych i dynamicznych wystąpiły przeciętne korelacje. Największe związki wykryto pomiędzy entropią sygnału COP i parametrami OVSI, APSI oraz MLI. Obserwacje te dotyczyły głównie prób równoważnych wykonywanych w warunkach statycznych z zastosowaniem maksymalnych wychyleń ciała. Natomiast w warunkach dynamicznych były to próby wykonywane na najtrudniejszym poziomie niestabilności Biodex Balance System. Zapewne podobne strategie równoważne są stosowane w warunkach statycznych i dynamicznych, podczas wykonywania prób z wymienionymi utrudnieniami.
- 3) Zaobserwowano istotne statystycznie różnice pomiędzy wynikami FMS u kobiet i mężczyzn. Rozbieżności wystąpiły w wyniku ogólnym FMS oraz zadaniu głębokiego przysiadu i uniesienia tułowia w podporze przodem, gdzie mężczyźni osiągnęli wyższe wyniki. Z kolei kobiety były lepsze w wykonaniu przysiadu w wykroku. Przepuszczalnie powyższe rezultaty miały znaczny wpływ na zależności pomiędzy testem FMS a stabilnością posturalną.
- 4) Kobiety wykazywały się lepszą jakością wykonania zadania równoważnego w warunkach statycznych i dynamicznych. Prawdopodobnie jest to jedną z głównych przyczyn zaobserwowanych słabych związków między zastosowanymi formami oceny stanu funkcjonalnego i kontroli równowagi. Należy zwrócić uwagę na uwzględnienie tych różnic podczas personalizacji działań mających na celu predykcję i prewencję urazów.

## VIII PIŚMIENICTWO

1. Armstrong R. The relationship between the functional movement screen, star excursion balance test and the Beighton score in dancers. *Phys Sportsmed* 2020; 48(1): 53-62.
2. Bączkiewicz D, Falkowski K, Majorczyk E. Assessment of relationships between joint motion quality and postural control in patients with chronic ankle joint instability. *J Orthop Sports Phys Ther* 2017; 47(8):570-577.
3. Bieć D. Porównanie regulacji równowagi osób młodych i starszych w pobliżu granic stabilności. Praca doktorska AWF Wrocław 2015: 57-58.
4. Błaszczyk JW, Czerwosz L. Stabilność posturalna w procesie starzenia. *Gerontologia Polska* 2005, 13 (1): 25-36.
5. Błaszczyk JW, Klonowski W. Postural stability and fractal dynamics. *Acta Neurobiologiae Experimentalis* 2001, 61: 105-112.
6. Błaszczyk JW. Biomechanika postawy stojącej. W: Wiśniowiecka E.(red). *Biomechanika kliniczna*, PZWL 2004, ss.192-218.
7. Borg FG, Laxaback G. Entropy of balance-some recent results. *J Neuroeng Rehabil* 2010, 7:38.
8. Strang AJ, Haworth J, Hieronymus M, Walsh M, Smart LJ Jr. Structural changes in postural sway lend insight into effects of balance training, vision, and support surface on postural control in a healthy population. *Eur J Appl Physiol* 2011; 111(7): 1485-1495.
9. Bunn PDS, Rodrigues AI, Bezerra da Silva E. The association between the functional movement screen outcome and the incidence of musculoskeletal injuries: A systematic review with meta-analysis. *Phys Ther Sport* 2019 ;35: 146-158.
10. Carpenter MG, Frank JS, Winter DA, Peysar GW. Sampling duration effects on centre of pressure summary measures. *Gait Posture* 2001, 13(1): 35-40.
11. Chorba RS, Chorba DJ, Bouillon LE, Overmyer CA, Landis JA. Use of a functional movement screening tool to determine injury risk in female collegiate athletes. *N Am J Sports Phys Ther* 2010; 5(2):47-54.
12. Clifton DR, Harrison BC, Hertel J, Hart JM. Relationship between functional assessments and exercise-related changes during static balance. *J Strength Cond Res* 2013;27(4): 966-972.

13. Cook G, Burton L, Hoogenboom BJ, Voight M. Functional movement screening: the use of fundamental movements as an assessment of function - part 1. *Int J Sports Phys Ther* 2014; 9(3): 396-409.
14. Cook G, Burton L, Hoogenboom BJ, Voight M. Functional movement screening: the use of fundamental movements as an assessment of function-part 2. *Int J Sports Phys Ther* 2014; 9(4):549-563.
15. Didomenico A, McGorry RW, Banks JJ. Factors Affecting time-to-contact calculations during quiet standing. *Motor Control* 2015, 19(1): 1-9.
16. Donker SF, Roerdink M, Greven AJ, Beek PJ. Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *Exp Brain Res* 2007;181(1):1-11.
17. Doyle TL, Newton RU, Burnett AF. Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of pressure in young, healthy people. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86(10):2034-2040.
18. Głowacka M, Fredyk A, Trzaska J. Zakres maksymalnych dowolnych wychyleń środka ciężkości w płaszczyźnie strzałkowej u ludzi w różnym wieku jako miara stabilności postawy. *Zeszyty metodyczno-naukowe, AWF Katowice* 2007, 19: 99-112.
19. Greve JM, Cuğ M, Dülgeroğlu D, Brech GC, Alonso AC. Relationship between anthropometric factors, gender, and balance under unstable conditions in young adults. *BioMed Res Intr* 2013; 2013: 1-5.
20. Gribble PA, Robinson RH, Hertel J, Denegar CR. The effects of gender and fatigue on dynamic postural control. *J Sport Rehabil* 2009; 18(2):240-257.
21. Groeters S, Groen BE, van Cingel R, Duysens J. Double-leg stance and dynamic balance in individuals with functional ankle instability. *Gait Posture* 2013; 38(4): 968-973.
22. Hartigan EH, Lawrence M, Bisson BM, Torgerson E, Knight RC. Relationship of the functional movement screen in-line lunge to power, speed, and balance measures. *Sports Health* 2014; 6(3):197-202.
23. Harshbarger ND, Anderson BE, Lam KC. Is There a Relationship Between the Functional Movement Screen, Star Excursion Balance Test, and Balance Error Scoring System? *Clin J Sport Med* 2018; 28(4):389-394.

24. Howell DR, Hanson E, Sugimoto D, Stracciolini A, Meehan WP 3rd. Assessment of the Postural Stability of Female and Male Athletes. *Clin J Sport Med* 2017 ;27(5): 444-449.
25. Hrysomallis C, McLaughlin P, Goodman C. Relationship between static and dynamic balance tests among elite Australian Footballers. *J Sci Med Sport* 2006; 9(4): 288-291.
26. Hrysomallis C. Relationship between balance ability, training and sports injury risk. *Sports Med* 2007, 37: 547-556.
27. Hrysomallis C. Balance Ability and Athletic Performance *Sports Med* 2011, 41: 221-232.
28. Ingel N, Vice V, Dommer C, Csonka J, Moore T, Zaleski A, Killelea C, Faherty M, Feld J, Sell T. Examining Sex Differences in Visual Reliance During Postural Control in Intercollegiate Athletes. *Int J Sports Phys Ther* 2021; 16(5):1273-1277.
29. Juras G, Słomka K, Fredyk A, Sobota G, Bacik B. Evaluation of the Limits of Stability (LoS) Balance Test. *J Hum Kinet* 2008; 19:39–52.
30. Kalbarczyk M, Mackiewicz-Łyziak J. Physical Activity and Healthcare Costs: Projections for Poland in the Context of an Ageing Population. *Appl Health Econ Health Policy* 2019; 17(4):523-532.
31. Kiesel K, Plisky PJ, Voight ML. Can serious injury in professional football be predicted by a preseason functional movement screen? *North Am J Sports Phys Ther* 2007; 2(3):147-158.
32. Kiss R, Schedler S, Muehlbauer T. Associations Between Types of Balance Performance in Healthy Individuals Across the Lifespan: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Front Physiol* 2018, 28(9):1366.
33. Kłós K, Gienza C, Dziuba-Słonina A. Body balance in people practicing snowboarding. *Acta Bioeng Biomech* 2019; 21(1): 97-101.
34. Kuczyński M, Podbielska M, Bieć D, Paluszak A, Kręcisz K. Podstawy oceny równowagi ciała: czyli co, w jaki sposób i dlaczego powinniśmy mierzyć? *Acta Bio-Opt Inf Med Biomed Eng* 2012, 18 (4): 243-249.
35. Landis SE, Baker RT, Seegmiller JG. Non-contact anterior cruciate ligament and lower extremity injury risk prediction using functional movement screen and knee abduction

- moment: an epidemiological observation of female intercollegiate athletes. *Int J Sports Phys Ther* 2018;13(6):973-984.
36. Lin D, Seol H, Nussbaum MA, Madigan ML. Reliability of COP based postural sway measures and age-related differences. *Gait Posture* 2008, 28: 337-342.
37. Linek P, Booyesen N, Sikora D, Stokes M. Functional movement screen and Y balance tests in adolescent footballers with hip/groin symptoms. *Phys Ther Sport* 2019; 39: 99-106.
38. Lockie RG, Callaghan SJ, Jordan CA, et al. Certain actions from the Functional Movement Screen do not provide an indication of dynamic stability. *J Hum Kinet* 2015;47: 19–29.
39. McGuine TA, Keene JS. The effect of balance training program on the risk of ankle sprains in high school athletes. *Am J Sports Med* 2006;34(7):1103–1111.
40. Minick KI, Kiesel KB, Burton L, Taylor A, Plisky P, Butler RJ. Interrater reliability of the functional movement screen. *J Strength Cond Res* 2010; 24(2):479-486.
41. Mojza K, Ryjewski M, Bączkiewicz D, Majorczyk E. Ocena wpływu plastrowania dynamicznego na kontrolę nerwowo-mięśniową mierzoną podczas procesu utrzymywania równowagi dynamicznej - doniesienia wstępne. *Med Sport* 2015; 2(4)31: 99-106.
42. Palmieri RM, Ingersoll Cd, Stone MB, Krause BA. Center-of-pressure parameters used in the assessment of postural control. *J Sport Rehabil* 2002;11: 51–66.
43. Papathanasiou G, Zerva E, Zacharis I, Papandreou M, Papageorgiou E, Tzima C, Georgakopoulos D, Evangelou A. Association of high blood pressure with body mass index, smoking and physical activity in healthy young adults. *Open Cardiovasc Med J* 2015; 27;9: 5-17.
44. Perry FT, Koehle MS. Normative data for the functional movement screen in middle-aged adults. *J Strength Cond Res* 2013; 27(2):458-462.
45. Petro B, Papachatzopoulou A, Kiss RM. Devices and tasks involved in the objective assessment of standing dynamic balancing - A systematic literature review. *PLoS One* 2017; 21;12(9): e0185188.
46. Pourheydari S, Sheikhhoseini R, Hosseini SG. Correlation between the functional movement screen (FMS) test with dynamic balance and core endurance in male and

- female volleyball players in Kerman province. *Journal of Clinical Physiotherapy Research* 2018; 3(2):64-9.
47. Raymakers JA, Samson MM, Verhaar HJJ. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait Posture* 2005;21: 48–58.
  48. Sagner M, McNeil A, Puska P, Auffray C, Price ND, Hood L, Lavie CJ, Han ZG, Chen Z, Brahmachari SK, McEwen BS, Soares MB, Balling R, Epel E, Arena R. The P4 Health Spectrum - A Predictive, Preventive, Personalized and Participatory Continuum for Promoting Healthspan. *Prog Cardiovasc Dis* 2017; 59(5):506-521.
  49. Schneiders AG, Davidsson A, Hörman E, Sullivan SJ. Functional movement screen normative values in a young, active population. *Int J Sports Phys Ther* 2011; 6(2): 75-82.
  50. Scudamore EM, Stevens SL, Fuller DK, Coons JM, Morgan DW. Use of Functional Movement Screen Scores to Predict Dynamic Balance in Physically Active Men and Women. *J Strength Cond Res* 2019; 33(7):1848-1854.
  51. Sell TC, Lovalekar MT, Nagai T, Wirt MD, Abt JP, Lephart SM. Gender Differences in Static and Dynamic Postural Stability of Soldiers in the Army's 101st Airborne Division (Air Assault). *J Sport Rehabil* 2018; 27(2):126-131.
  52. Sergienko LP, Starosta W. Genetyczne uwarunkowania wybranych wskaźników somatycznych i motorycznych sprzyjających odnoszeniu sukcesów w grach sportowych (na podstawie badań bliźniat). *Wych Fiz Sport* 2003, 3: 385-403.
  53. Shojaedin SS, Letafatkar A, Hadadnezhad M, Dehkhoda MR. Relationship between functional movement screening score and history of injury and identifying the predictive value of the FMS for injury. *Int J Inj Contr Saf Promot* 2014; 21(4): 355-360.
  54. Teyhen DS, Shaffer SW, Lorenson CL, Halfpap JP, Donofry DF, Walker MJ, Dugan JL, Childs JD. The Functional Movement Screen: a reliability study. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012; 42(6):530-540.
  55. Teyhen DS, Shaffer SW, Lorenson CL, Greenberg MD, Rogers SM, Koreerat CM, Villena SL, Zosel KL, Walker MJ, Childs JC. Clinical measures associated with dynamic balance and functional movement. *J Strength Cond Res* 2014; 28(5): 1272-1283.

56. Thomas JC, Odonkor C, Griffith L, Holt N, Percac-Lima S, Leveille S, Ni P, Latham NK, Jette AM, Bean JF. Reconceptualizing balance: attributes associated with balance performance. *Exp Gerontol* 2014; 57: 218-223.
57. Trindade MA, de Toledo AM, Cardoso JR, Souza IE, Dos Santos Mendes FA, Santana LA, Carregaro RL. Static balance measurements in stable and unstable conditions do not discriminate groups of young adults assessed by the Functional Movement Screen™ (FMS™). *Int J Sports Phys Ther* 2017;12(6): 858-861.
58. van der Kooij H, Cambell AD, Carpenter MG. Sampling duration effects on centre of pressure descriptive measure. *Gait Posture* 2011, 34(1): 19-24.
59. Wikstrom EA, Tillman MD, Kline KJ, Borsa PA. Gender and limb differences in dynamic postural stability during landing. *Clin J Sport Med* 2006; 16(4):311-315.
60. Zając P; Kuczyński M; Bieć E. Balance control near to the limit of stability in young soccer players. *Physiotherapy Quarterly* 2017, 25(2): 17-23.



## STRESZCZENIE

**Tytuł rozprawy doktorskiej:** Test Functional Movement Screen a stabilność posturalna

**Słowa kluczowe:** ocena funkcjonalna, kontrola równowagi, stabilografia, predykcja urazów

**Wstęp:** Obecnie w medycynie zaczęto przyjmować model 4P (predictive, preventive, personalized, participatory medicine). Jednym z jego najważniejszych elementów są badania przesiewowe, które na wczesnym etapie mogą określić ryzyko wystąpienia chorób czy urazów i ich następstw (Kalbarczyk i Mackiewicz-Łyziak, 2019; Sagner i wsp., 2017). Szczegółowa analiza i właściwa interpretacja wyników takich badań zwiększa skuteczność podejmowanych następnie działań profilaktycznych.

**Cel pracy:** Celem badań jest porównanie rezultatów i zbadanie związków pomiędzy wynikami testu Functional Movement Screen, a zdolnością zachowania równowagi badaną przy pomocy platform sił u zdrowych młodych osób.

### **Pytania badawcze:**

1. Czy i jakie związki występują pomiędzy wynikami testu FMS a kontrolą równowagi w warunkach statycznych oraz dynamicznych? 2. Czy i jakie związki występują pomiędzy kontrolą równowagi w warunkach statycznych i dynamicznych? 3. Czy i jakie różnice występują w wynikach testu FMS pomiędzy kobietami i mężczyznami? 4. Czy i jakie różnice występują w kontroli równowagi w warunkach statycznych i dynamicznych pomiędzy kobietami i mężczyznami?

**Materiał i metody:** W badaniach wzięło udział 130 dorosłych osób w tym 79 kobiet i 51 mężczyzn. Wszystkie osoby badane zadeklarowały dobry ogólny stan zdrowia oraz brak urazów ortopedycznych i neurologicznych w ciągu ostatnich 3 miesięcy. Badanie kontroli równowagi w warunkach statycznych zostało wykonane przy oczach otwartych i zamkniętych podczas stania swobodnego oraz maksymalnego wychylenia do przodu i do tyłu na platformie stabilograficznej Kistler (Głowacka i wsp., 2007; Juras i wsp., 2008; Zajac i wsp., 2017). Badanie posturograficzne w warunkach dynamicznych zostało wykonane na platformie Biodex Balance System SD. Przeprowadzono zmodyfikowany Test Stabilności Posturalnej (Postural Stability Test) wykonany z ustawionym 1 i 6 poziomem niestabilności płyty platformy (Bączkiewicz i wsp., 2017). Jakość wzorców ruchowych została zbadana testem Functional Movement Screen. Zadania ruchowe

wchodzące w skład tego testu reprezentują wzorce ruchowe uniwersalne dla wielu dyscyplin sportowych jak i codziennych aktywności (Cook i wsp., 2014a, 2014b; Minick i wsp., 2010; Teyhen i wsp., 2012, 2014).

W analizie związków pomiędzy testem FMS i stabilnością posturalną zastosowano analizę wariancji ANOVA i korelacje Spearmana. Ten sam współczynnik korelacji wyliczono także pomiędzy kontrolą równowagi w warunkach statycznych, a dynamicznych. Różnice w wynikach FMS ze względu na płeć oceniono testem U Manna-Whitneya. Analizę wariancji ANOVA zastosowano także do porównania wyników badań kontroli równowagi w warunkach statycznych i dynamicznych u kobiet i mężczyzn. Poziom istotności statystycznej ustalony został dla  $\alpha < 0,05$ .

**Wyniki:** Osoby osiągające wynik mniejszy lub równy 14 pkt. w teście FMS osiągały lepsze wyniki kontroli równowagi w warunkach statycznych. Wystąpiły niskie dodatnie korelacje pomiędzy wynikami FMS i parametrami sygnału COP. Grupa z wynikami FMS większymi lub równymi 15 pkt. wykazywała się lepszymi wynikami badań równowagi w warunkach dynamicznych. Wystąpiły przeciętne korelacje wyników testu FMS z wynikami badań równowagi w warunkach dynamicznych. Pomiedzy wynikami badań kontroli równowagi w warunkach statycznych i dynamicznych zaobserwowano niskie i przeciętne korelacje. Mężczyźni osiągali wyższe wyniki ogólne FMS oraz wyniki zadania głębokiego przysiadu i uniesienia tułowia w podporze przodem. Kobiety osiągały wyższe wyniki w przysiadzie w wyroku. Kobiety wykazywały się lepszymi od mężczyzn wynikami badań kontroli równowagi w warunkach statycznych i dynamicznych.

**Wnioski:**

- 1) Functional Movement Screen wykazuje słabe związki ze stabilnością posturalną w warunkach statycznych i dynamicznych u zdrowych młodych osób.
- 2) Pomiedzy kontrolą równowagi w warunkach statycznych i dynamicznych wystąpiły przeciętne korelacje.
- 3) Zaobserwowano istotne statystycznie różnice pomiedzy wynikami FMS u kobiet i mężczyzn.
- 4) Kobiety wykazywały się lepszymi wynikami kontroli równowagi w warunkach statycznych i dynamicznych. Należy uwzględnić te różnice podczas personalizacji działań mających na celu predykcję i prewencję urazów.

## ABSTRACT

**Title of doctoral dissertation:** The Functional Movement Screen test and postural stability

**Key words:** functional assessment, balance control, stabilography, injury prediction

**Introduction:** Currently, medicine has started to adopt the 4P model (predictive, preventive, personalized, participatory medicine). One of its most important elements is screening, which at early stage can determine the risk of diseases or injuries and their consequences (Kalbarczyk and Mackiewicz-Łyziak, 2019; Sagner et al., 2017). Detailed analysis and proper results interpretation of such tests increases the effectiveness of subsequent preventive actions.

**Aim:** The aim of the research is to compare the results and investigate the relationship between the results of the Functional Movement Screen and the balance control tested with force platforms in healthy young people.

### **Research questions:**

1. Whether and what relationship occurs between results of FMS test and the balance control in static and dynamic conditions? 2. Whether and what relationship occurs between the balance control in static and dynamic conditions? 3. Whether and what differences occur in the results of the FMS between men and women? 4 Whether and what differences occur in the balance control in static and dynamic conditions between men and women?

**Material and methods:** In the research participated 130 adults, including 79 women and 51 men. All subjects reported good general health and no orthopedic and neurological injuries in the last 3 months. The balance control tests in the static conditions were performed with eyes open and closed during quiet stance, maximum forward and backward tilt on the Kistler stabilographic platform (Głowacka et al., 2007; Juras et al., 2008, Zajac et al., 2017). Posturographic examination in dynamic conditions was performed on the Biodex Balance System SD platform. The modified Postural Stability Test was performed with platform plate instability levels 1 and 6 set (Bączkiewicz et al., 2017). The quality of movement patterns was tested with the Functional Movement Screen. The tasks included in this test represent movement patterns universal for many sports and everyday activities (Cook et al., 2014a, 2014b; Minick et al., 2010; Teyhen et al., 2012, 2014).

ANOVA and Spearman's correlations were used to analyze the relationship between the FMS test and postural stability. Spearman's correlations were also calculated between the balance control in static and dynamic conditions. Gender differences in FMS scores were assessed using the U Mann-Whitney test. The ANOVA analysis of variance was also used to compare the balance control in static and dynamic conditions in women and men. The level of statistical significance was established for  $\alpha < 0.05$ .

**Results:** People with a score lower or equal than 14 points in the FMS test achieved better balance control results under static conditions. There were low positive correlations between the FMS results and the COP parameters. Group with FMS results greater or equal than 15 points showed better results of balance control tests under dynamic conditions. There were average correlations between the FMS test results and the results of the balance control tests under dynamic conditions. Low and average correlations were observed between the results of the balance control in static and dynamic conditions. Males achieved higher overall FMS scores, as well as the results of the deep squat and trunk stability push up. Women scored higher in inline lunge. Women showed greater balance control in static and dynamic conditions than men.

**Conclusions:**

- 1) Functional Movement Screen shows weak association with postural stability under static and dynamic conditions in healthy young people.
- 2) There were average correlations between the balance control in static and dynamic conditions.
- 3) There were statistically significant differences between the FMS results in women and men.
- 4) Women showed better results of balance control in static and dynamic conditions. These differences need to be considered in personalizing injury prediction and prevention efforts.

## SPIS RYCIN

Rycina 1. Granice stabilności człowieka. Obrys płaszczyzny podparcia wyznaczający granicę teoretyczną (BS) oddziela od rzeczywistej granicy stabilności (IBS) margines stabilności (SM). Obszar wychwiań podczas stania swobodnego (AS). (Błaszczyk i Czerwosz, 2005) .....	7
Rycina 2. Functional Movement Screen (Kiesel i wsp. 2007) .....	20
Rycina 3 Interakcja pozycja x wzrok x FMS grupa dla zakresu COP w płaszczyźnie czołowej (SS– stanie swobodne, MP- maksymalne wychylenie w przód, MT– maksymalne wychylenie w tył, FMS 14– grupa $\leq 14$ pkt. wyniku ogólnego FMS, FMS 15– grupa $\geq 15$ pkt. wyniku ogólnego FMS) .....	24
Rycina 4 Efekt główny grupy dla średniej prędkości COP w płaszczyźnie czołowej (14- grupa $\leq 14$ pkt. wyniku ogólnego FMS, 15– grupa $\geq 15$ pkt. wyniku ogólnego FMS).25	
Rycina 5 Efekt główny grupy dla średniej prędkości COP w płaszczyźnie strzałkowej (14 – grupa $\leq 14$ pkt. wyniku ogólnego FMS, 15 – grupa $\geq 15$ pkt. wyniku ogólnego FMS) .....	26
Rycina 6. Interakcja poziom x FMS grupa dla wskaźnika przednio-tylnego APSI (FMS 1– grupa $\leq 14$ pkt. wyniku ogólnego FMS, FMS 15 – grupa $\geq 15$ pkt. wyniku ogólnego FMS) .....	30
Rycina 7. Interakcja pozycja x płeć dla amplitudy COP w płaszczyźnie czołowej (SS– stanie swobodne, MP– maksymalne wychylenie w przód, MT– maksymalne wychylenie w tył) .....	36
Rycina 8 Interakcja pozycja x płeć dla zakresu COP w płaszczyźnie czołowej (SS– stanie swobodne, MP– maksymalne wychylenie w przód, MT– maksymalne wychylenie w tył)37	
Rycina 9 Interakcja pozycja x płeć dla średniej prędkości COP w płaszczyźnie czołowej (SS– stanie swobodne, MP– maksymalne wychylenie w przód, MT– maksymalne wychylenie w tył) .....	38
Rycina 10. Interakcja pozycja x płeć dla średniej prędkości COP w płaszczyźnie strzałkowej (SS– stanie swobodne, MP– maksymalne wychylenie w przód, MT– maksymalne wychylenie w tył) .....	39
Rycina 11. Interakcja pozycja x wzrok x płeć dla średniej prędkości COP w płaszczyźnie strzałkowej (SS– stanie swobodne, MP– maksymalne wychylenie w przód, MT– maksymalne wychylenie w tył) .....	40
Rycina 12 Interakcja wzrok x płeć dla częstotliwości COP w płaszczyźnie czołowej .....	42

Rycina 13. Interakcja pozycja x płeć dla częstotliwości COP w płaszczyźnie strzałkowej (SS– stanie swobodne, MP– maksymalne wychylenie w przód, MT– maksymalne wychylenie w tył) .....	43
Rycina 14. Interakcja pozycja x wzrok x płeć dla częstotliwości COP w płaszczyźnie strzałkowej (SS– stanie swobodne, MP– maksymalne wychylenie w przód, MT– maksymalne wychylenie w tył) .....	44
Rycina 15. Interakcja wzrok x płeć dla wymiaru fraktalnego COP w płaszczyźnie czołowej .....	45
Rycina 16. Interakcja wzrok x płeć dla wymiaru fraktalnego COP w płaszczyźnie strzałkowej.....	46
Rycina 17. Interakcja pozycja x wzrok x płeć dla entropii COP w płaszczyźnie czołowej (SS– stanie swobodne, MP– maksymalne wychylenie w przód, MT– maksymalne wychylenie w tył) .....	47
Rycina 18. Interakcja pozycja x płeć dla entropii COP w płaszczyźnie strzałkowej (SS– stanie swobodne, MP– maksymalne wychylenie w przód, MT– maksymalne wychylenie w tył) .....	48
Rycina 19. Interakcja poziom x płeć dla parametru OVSI.....	50
Rycina 20. Interakcja poziom x płeć dla parametru APSI.....	51
Rycina 21. Interakcja poziom x płeć dla parametru MLI.....	52

## SPIS TABEL

Tabela 1. Wartości średnie z odchyleniem standardowym cech somatycznych ciała i wieku, liczba osób z danym poziomem aktywności fizycznej wg IPAQ i wartości procentowe jakie stanowi w stosunku do grupy badawczej dla wszystkich osób badanych oraz wydzielonych z nich grup $\leq 14$ pkt. i $\geq 15$ pkt. wyniku FMS .....	15
Tabela 2. Wartości średnie z odchyleniem standardowym cech somatycznych ciała i wieku, liczba osób z danym poziomem aktywności fizycznej wg IPAQ i wartości procentowe jakie stanowi w stosunku do grupy badawczej dla wszystkich osób badanych oraz wydzielonych z nich grup na podstawie płci .....	16
Tabela 3. Wyniki ogólne i szczegółowe testu FMS u wszystkich osób badanych oraz wydzielonych z nich grup $\leq 14$ pkt. i $\geq 15$ pkt. wyniku FMS .....	22
Tabela 4. Wartości średnie parametrów COP wraz z odchyleniem standardowym w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej dla prób wykonywanych przy oczach otwartych na platformie statycznej w grupach wydzielonych na podstawie wyniku testu FMS .....	22
Tabela 5. Wartości średnie parametrów COP wraz z odchyleniem standardowym w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej dla prób wykonywanych przy oczach zamkniętych na platformie statycznej w grupach wydzielonych na podstawie wyniku testu FMS .....	23
Tabela 6. Korelacje pomiędzy wynikami testu FMS oraz parametrami sygnału COP zmierzonymi na platformie statycznej KISTLER podczas prób wykonywanych przy oczach otwartych, dla których wystąpiła przynajmniej jedna istotna statystycznie korelacja .....	27
Tabela 7. Korelacje pomiędzy wynikami testu FMS oraz parametrami sygnału COP zmierzonymi na platformie statycznej KISTLER podczas prób przy oczach zamkniętych, dla których wystąpiła przynajmniej jedna istotna statystycznie korelacja .....	28
Tabela 8. Wartości średnie parametrów zmierzonych na platformie dynamicznej BIODEX wraz z odchyleniem standardowym dla prób wykonywanych na poziomie 1 i poziomie 6 w grupach wydzielonych na podstawie wyniku testu FMS.....	29
Tabela 9. Korelacje pomiędzy wynikami testu FMS oraz parametrami zmierzonymi na platformie dynamicznej BIODEX na poziomie 1 i poziomie 6.....	31
Tabela 10. Korelacje pomiędzy parametrami zmierzonymi na platformie dynamicznej BIODEX i parametrami sygnału COP zmierzonymi na platformie statycznej KISTLER przy oczach otwartych, dla których wystąpiła przynajmniej jedna istotna statystycznie korelacja.....	32
Tabela 11. Korelacje pomiędzy parametrami zmierzonymi na platformie dynamicznej BIODEX i parametrami sygnału COP zmierzonymi na platformie statycznej KISTLER	

przy oczach zamkniętych, dla których wystąpiła przynajmniej jedna istotna statystycznie korelacja..... 33

Tabela 12. Wartości średnie z odchyleniem standardowych wyników testu FMS u kobiet i mężczyzn ..... 34

Tabela 13. Wartości średnie parametrów COP wraz z odchyleniem standardowym w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej prób wykonywanych przez kobiety i mężczyzn przy oczach otwartych na platformie statycznej KISTLER ..... 34

Tabela 14. Wartości średnie parametrów COP wraz z odchyleniem standardowym w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej prób wykonywanych przez kobiety i mężczyzn przy oczach zamkniętych na platformie statycznej KISTLER..... 35

Tabela 15. Wartości średnie parametrów zmierzonych na platformie dynamicznej BIODEX wraz z odchyleniem standardowym dla prób wykonywanych przez kobiety i mężczyzn ..... 49