

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO
IM. JERZEGO KUKUCZKI W KATOWICACH

Anna Akbaş

**ANTYCYPACYJNE DOSTOSOWANIE POSTURALNE
W WYPADZIE SZERMERCZYM**

ROZPRAWA DOKTORSKA

Promotor

prof. dr hab. Grzegorz Juras

Katowice 2020

Spis treści

WSTĘP	4
1. Wprowadzenie teoretyczne do problematyki pracy.....	6
1.1. Współczesna szermierka - wymogi techniczno-taktyczne i motoryczne dyscypliny	6
1.2. Charakterystyka antycypacyjnego dostosowania posturalnego	11
1.3. Antycypacyjne dostosowanie posturalne w świetle literatury.....	17
2. Cel pracy i hipotezy badawcze.....	25
3. Materiał i metody badawcze	26
3.1. Materiał badań.....	26
3.2. Metody badawcze	28
3.3. Metody statystyczne.....	34
4. Wyniki badań i ich analiza	35
4.1. Wpływ umiejętności wykonania wypadu szermierczego na czas występowania APA	39
4.2. Wpływ zmiany warunków wykonania zadania na czas występowania APA na podstawie sygnału EMG.....	43
4.2.1. Analiza dostosowania posturalnego w grupie szpadzistek na podstawie sygnału EMG.....	43
4.2.2. Analiza dostosowania posturalnego w grupie kontrolnej na podstawie sygnału EMG	46
4.3. Wpływ zmiany warunków wykonania zadania na czas występowania APA na podstawie sygnału COP.....	51
4.3.1. Analiza dostosowania posturalnego w grupie szpadzistek na podstawie sygnału COP.....	51
4.3.2. Analiza dostosowania posturalnego w grupie kontrolnej na podstawie sygnału COP	54
4.4. Wpływ trudności zadania na czas występowania dostosowania posturalnego wśród szpadzistek .	58
5. Dyskusja	60
6. Wnioski	71
Streszczenie	72
Summary	74
Bibliografia.....	76
Spis rycin.....	91
Spis tabel	93
Aneks	95

WYKAZ SKRÓTÓW PRZYJĘTYCH W PRACY

COM (ang. center of mass) - środek masy

COP (ang. center of foot pressure) - środek nacisku stóp na podłoże

OUN – ośrodkowy układ nerwowy

EMG (ang. electromyography) - elektromiografia

AP (łac. anterior-posterior) - płaszczyzna strzałkowa

ML (łac. medio-lateral) - płaszczyzna czołowa

APA (ang. anticipatory postural adjustments) - antycypacyjne dostosowanie posturalne

APA_{EMG} – antycypacyjne dostosowanie posturalne wyliczone z sygnału EMG

APA_{COP} – antycypacyjne dostosowanie posturalne wyliczone z sygnału COP

EPA (ang. early postural adjustments) - wczesne dostosowanie posturalne

CPA (ang. compensatory postural adjustments) - kompensacyjne dostosowanie posturalne

TA (łac. tibialis anterior) - mięsień piszczelowy przedni

SOL (łac. soleus) - mięsień płaszczkowaty

WT - współczynnik trudności

SP (ang. self-paced) - własne tempo

SRT (ang. simple reaction time) - reakcja prosta

CRT (ang. choice reaction time) - reakcja z wyborem

PD (ang. Parkinson disease) - choroba Parkinsona

LBP (ang. lower back pain) - ból kręgosłupa lędźwiowego

WSTĘP

Utrzymanie prawidłowej postawy ciała człowieka oraz zdolność utrzymania równowagi jest warunkiem efektywnej realizacji podstawowych czynności dnia codziennego. Równowaga determinuje także skuteczność bardziej wyspecjalizowanych czynności związanych np. z uprawianiem sportu. Łatwość, z jaką człowiek może się przemieszczać i wykonywać złożone ruchy nie narażając się na utratę równowagi sprawia, że postrzegana jest ona jako zdolność nieskomplikowana, a czasem wręcz banalna. Złożoność procesów kontrolujących postawę dostrzegamy dopiero w momencie pojawienia się jej zaburzeń, często będących następstwem schorzeń lub procesu starzenia się (Błaszczyk, 1993; Winter, 1995).

O stanie równowagi ciała w znaczeniu fizycznym mówimy wtedy, gdy suma sił działających na ciało i ich momentów równa jest zeru. W odniesieniu do ludzkiego organizmu, równowagę określa się jako zdolność do utrzymania środka masy ciała (*ang. center of mass-COM*) nad płaszczyzną podparcia (Pollock i wsp., 2000). Jednakże, wielostawowa konstrukcja ciała oraz wysoko położony środek ciężkości przy relatywnie małej płaszczyźnie podparcia powoduje, że utrzymanie pionowej postawy ciała jest procesem złożonym. Utrzymanie pozycji stojącej polega więc na aktywacji odpowiednich grup mięśniowych i wymaga integracji sygnałów z systemów somatosensorycznych (proprioceptywnych, skórnych i stawowych), wzrokowych oraz przedsionkowych (Shumway-Cook i Horak, 1986).

Znając wymagania jakie niesie za sobą utrzymanie pionowej pozycji, trudno wyobrazić sobie jakie konsekwencje na jej utrzymanie może wywołać intencjonalny ruch. Poprzez zmianę położenia poszczególnych segmentów ciała i wypadkowego położenia COM, ruch sam w sobie może stanowić zakłócenie postawy. Pojęcie kontroli postawy ciała człowieka i ruchu dowolnego jako pierwszy połączył Hess (1943). Wskazał on, że każdy akt ruchowy składa się z komponentu "teleokinetycznego", czyli celowego ruchu oraz komponenty posturalnej „ereizmatycznej”, zapewniającej podstawę dla wykonania ruchu poprzez utrzymanie równowagi. Około 20 lat później, Gelfand i współautorzy (1966) w serii eksperymentów dowiedli, że planowanie programu ruchowego obejmuje zarówno rekrutację mięśni zaangażowanych w dany akt ruchowy, jak i tych stabilizujących postawę.

Podstawowymi mechanizmami kontroli postawy są antycypacyjne (*ang. anticipatory postural adjustments- APA*) i korekcyjne dostosowanie posturalne (*ang. compensatory postural adjustments- CPA*). APA, po raz pierwszy zarejestrowane przez Belenkiy i współautorów (1967), jest początkowym etapem sterowania czynnościami ruchowymi, który

polega na napięciu mięśni posturalnych 50-100 ms przed wykonaniem ruchu (Massion, 1992). CPA jest wynikiem działania pętli sprzężeń zwrotnych i umożliwia minimalizację skutków zaburzeń poprzez napięcie mięśni posturalnych oraz wdrożenie odpowiednich strategii ruchowych po wystąpieniu zakłócenia (Chen i wsp., 2015).

Problem łączenia ruchu i stabilności postawy wydaje się tym większy, im bardziej podążamy w stronę wymogów ruchowych dyscyplin sportowych. Uderzenia tenisistów w poślizgu, wysokie kopnięcia karateków czy rzuty piłkarzy ręcznych z trudnych, jednonożnych pozycji to przykłady wyjątkowo wymagających z punktu widzenia procesu utrzymania równowagi zadań motorycznych. Zapewnienie stabilnych warunków realizacji uderzenia, ciosu lub rzutu pozytywnie wpływa na optymalizację wykonania tego ruchu, a w konsekwencji warunkuje efektywność techniczno-taktyczną zawodnika (Hrysomallis, 2011).

W literaturze istnieje wiele opracowań dotyczących znaczenia równowagi w sporcie, wpływu specjalistycznego treningu na umiejętność jej zachowania i różnic pomiędzy zawodnikami różnych dyscyplin i o innym poziomie sportowym. Obejmują one zagadnienie regulacji postawy w warunkach statycznych, gdzie złotym standardem są pomiary wykonywane z wykorzystaniem platform posturograficznych oraz w warunkach dynamicznych, wykonywanych na stabilometrach, systemie Biodex oraz z wykorzystaniem testów funkcjonalnych (Paillard i wsp., 2002; Asseman i wsp., 2008). Brakuje jednak prac badających mechanizmy sterowania ruchem w schemacie otwartej pętli i ich związkach ze zmiennością środowiska oraz efektywnością zawodnika.

W niniejszej pracy podjęto próbę zarejestrowania APA w wysoko wyspecjalizowanym ruchu sportowym jakim jest wypad szermierczy. Dodatkowo sprawdzono, jak APA zmienia się pod wpływem presji czasu i zmiany pozycji wyjściowej, a także czy czas występowania APA skaluje się zgodnie z teorią wymienności dokładności i szybkości ruchów.

1. Wprowadzenie teoretyczne do problematyki pracy

1.1. Współczesna szermierka - wymogi techniczno-taktyczne i motoryczne dyscypliny

Szermierka jest sportem olimpijskim, który polega na walce dwóch równo uzbrojonych zawodników mających na celu trafić, samemu unikając trafienia ze strony przeciwnika (Czajkowski, 2009). Walka toczy się na podłużnej, 14-metrowej planszy przy użyciu jednej z trzech broni sportowych- floretu, szpady lub szabli. Choć poszczególne konkurencje posiadają wiele elementów wspólnych to inna konwencja, pole trafienia, budowa broni oraz sposób zadawania trafień powodują dużą różnorodność w przygotowaniu techniczno-taktycznym zawodników (Czajkowski, 2007).

Floret i szpada to bronie kolne, których zakończona punktą klinga umożliwia zadawanie precyzyjnych pchnięć. W walkach na szpady, ważnym polem trafienia jest cała sylwetka zawodnika, a punkt przyznaje się temu, kto trafił jako pierwszy. Szpada umożliwia również zaliczanie trafień jednoczesnych jako ważne, przyznając w tej samej akcji trafienie obu zawodnikom. We florecie pole trafienia wyznaczone jest dodatkowym, metalizowanym elementem ubioru obejmującym jedynie tułów, podbrzusze oraz dolną część kołnierza maski. Zasadę „kto pierwszy, ten lepszy” zastępuje konwencja, czyli zasady umowne określające pierwszeństwo jednych działań nad innymi. Klasycznym przykładem konwencji jest pierwszeństwo natarcia przed przeciwnatarciem lub odpowiedzi po skutecznej obronie zasłoną przed jednym ze wznowionych działań zaczepnych. Konsekwentnie, w przypadku trafień jednoczesnych, punkt przyznawany jest zawodnikowi, który wykonał działanie uprzywilejowane. Szabla, będąc bronią sieczno-kolną, umożliwia przede wszystkim zadawanie trafień za pomocą cięć. Ważne pole trafienia obejmują górną część ciała z uwzględnieniem rąk i maski. W szabli podobnie jak we florecie obowiązuje konwencja.

Wyjściową pozycją zawodnika do walki jest postawa szermiercza, a jej asymetryczna struktura wynika z jednoręcznego chwytu broni. Nogi zawodnika rozstawione są na szerokość barków, stawy kolanowe nieznacznie ugięte, a stopy ustawione względem siebie pod kątem prostym (Gresham-Fiegel i wsp., 2013). W konsekwencji wydłużonego kształtu planszy podstawową formą poruszania się są kroki dostawne w przód i w tył. Ramię uzbrojone jest wysunięte do przodu i lekko zgięte w stawie łokciowym (Czajkowski, 1987).

W celu osiągnięcia przeciwnika wybranym działaniem zaczepnym, zawodnicy powszechnie wykorzystują dwa rodzaje pracy nóg - wypad lub rzut szermierczy. Wypad,

zazwyczaj poprzedzony krokiem lub doskokiem, pozwala na szybkie zbliżenie końca broni do ważnego pola trafienia przeciwnika, a w razie niepowodzenia działania warunkuje zachowanie stabilności i możliwość kontynuowania starcia. Dzięki temu jest częściej stosowany w walce niż rzut, który powoduje utratę równowagi i doskonale nadaje się do pojedynczych, zaskakujących natarć (Czajkowski, 1987). Zgodnie z przyjętą metodyką nauczania, wypad rozpoczyna się od wyprost ramienia uzbrojonego, po którym następuje natychmiastowy, eksplozywny wyprost nogi zakroczonej i wyrzut stopy nogi wykroczonej w przód. Zakończeniem wypadu jest trafienie, które powinno zostać zadane nieznacznie przed lądowaniem nogi wykroczonej na planszy (Stewart i Kopetka, 2005; Gutiérrez-Dávila i wsp., 2013b;). Taka sekwencja ruchu wynika z przepisów Międzynarodowej Federacji Szermierczej, które mówią, że natarcie z wypadem musi być poprzedzone wyprostem ręki uzbrojonej i nieprzerwanie zagrażać ważnemu polu trafienia przeciwnika. Niektóre publikacje dowodzą, że zawodnicy rozpoczynają wypad od aktywacji mięśni kończyny dolnej zakroczonej (Williams i Walmsley, 2000b; Tsolakis i Vagenas, 2010) lub mięśni kończyny górnej i dolnej jednocześnie (Hassan i Klauck, 1998). Na równoczesne rozpoczęcie ruchu kończyny górnej i dolnej wskazuje także analiza kinematyczna (Zhang i wsp., 1999; Gholipour i wsp., 2008). Wśród szpadzistek wypad wykonywany jest z prędkością przemieszczenia miednicy od 2 do 3,5 m/s i trwa w zależności od warunków rozpoczęcia (na własne tempo lub w warunkach reakcyjnych) od 390 do 550 ms (Szczygiół i wsp., 2016). W fazie napędowej wypadu, moc generowana jest głównie ze zginaczy podszwowych oraz prostowników stawu kolanowego i biodrowego kończyny dolnej zakroczonej, z mniejszym udziałem zginaczy biodra i prostowników kolana kończyny dolnej wykroczonej (Gholipour i wsp., 2008). Na rozwinięcie maksymalnej mocy pozwala również prostopadłe ustawienie stopy nogi zakroczonej względem stopy wykroczonej (Gresham-Fiegel i wsp., 2013). Kiedy zawodnik porusza się w przód, także z wypadem, największy nacisk na podłoże wywierany jest na przedniej części stopy zakroczonej i pięcie stopy wykroczonej. Podczas cofania, najwyższe wartości nacisku na podszwę umiejscowione są pod paluchami obu stóp (Geil, 2002; Trautmann i wsp., 2011).

Podczas trwania całego turnieju, zawodnik wykonuje pomiędzy 66 a 210 natarć, około 140 wypadów i od 102 do 582 zmian kierunku ruchu (Roi i Bianchedi, 2008), a na jedną walkę szablisy przypada średnio 14 ataków, 21 wypadów i 7 zmian kierunku (Aquila i wsp., 2013). Obecnie praca nóg światowej czołówki bazuje na częstej i szybkiej zmianie kierunku ruchu wykonywanej w formie podskoków (Turner i Harmenberg, 2018). Taki wzorzec pozwala na wykorzystanie energii sprężystej skumulowanej w tkankach niekurczliwych i uwolnienie jej podczas pracy koncentrycznej mięśni (Bompa i wsp., 2013). W przeciwieństwie do tradycyjnej

strategii wykonywania kroków w postawie szermierczej, która zakładała odbicie i lądowanie na pięcie, obecnie ruch inicjowany jest ze śródstopia wykorzystując w pełni cykl rozciągnię-skurcz, a pośrednio wpływając na szybkość i zasięg wykonywanych akcji (Turner i Harmenberg, 2018).

Podstawą treningu szermierczego jest ciągłe uczenie się i doskonalenie nawyków ruchowych techniki szermierczej o różnym poziomie skomplikowania w połączeniu z przejawami reakcji oraz nauczanie umiejętności taktycznych, przy jednoczesnym kształtowaniu cech i procesów psychicznych (Czajkowski, 1984). Nawyki czuciowo-ruchowe wykorzystywane w walce są typowymi nawykami otwartymi, a ich wykorzystanie wynika z przyjętej przez zawodnika strategii, najczęściej występując w postaci odpowiedzi czuciowo-ruchowych na działania przeciwnika (Czajkowski, 2009). Z jednej strony kluczowe jest, aby ruchy zawodnika były w pełni zautomatyzowane i trwałe, a jednocześnie bardzo plastyczne i dostosowane do zmieniających się warunków taktycznych. Ponadto, technika szermiercza cechuje się dużą złożonością koordynacyjną i nie jest naturalną formą ruchu, taką jak bieg czy rzut. Wszystko to sprawia, że kształtowanie i doskonalenie techniki w szermierce jest wyjątkowo wymagające i trudne (Czajkowski, 1984).

Pomimo, że podstawowymi elementami treningu motorycznego szermierzy jest rozwój szybkościowych i koordynacyjnych zdolności motorycznych, prezentowanie wysokiego ich poziomu nie gwarantuje powodzenia w walce. Od zawodników wymaga się więc wysokiej sprawności psychofizycznej, ze szczególnym uwzględnieniem procesów postrzegania i uwagi, a szczególne znaczenie przypisuje się przygotowaniu taktyczno-psychologicznemu (Czajkowski, 2007). Szeroki zakres uwagi zewnętrznej pozwala szermierzom na ocenę działań i taktyki przeciwnika, podczas gdy uwaga wewnętrzna pozwala na pozyskiwanie informacji z zawężonego do kilku czynników otoczenia np. koncentrację na celu lub wybranym ruchu przeciwnika (Hijazi, 2013). Czajkowski (1988) podkreśla, że rola, znaczenie i kierunek uwagi zmienia się w zależności od stopnia opanowania nawyków czuciowo-ruchowych oraz złożoności i trudności zadania. Choć na ostateczny sukces w walce składa się szereg zmiennych, to wielu autorów uznaje również, że szybka organizacja informacji oraz zdolność podejmowania decyzji są niezbędne dla jej powodzenia (Roi i Bianchedi, 2008; Borysiuk i Waśkiewicz, 2008; Gutiérrez-Dávila i wsp., 2013a).

Znaczenie szybkości reakcji w szermierce jest szeroko opisane w literaturze i wskazuje na istotnie krótsze czasy reagowania wśród szermierzy o wysokim poziomie sportowym niż u osób nietreningujących (Rossi i wsp., 1992), początkujących (Williams i Walmsley, 2000a; Borysiuk, 2008) oraz zawodników innych dyscyplin sportowych (Mouelhi Guizani i wsp., 2006; Doğan,

2009). Szybkość reakcji złożonej nie różnicuje zawodników wysokiej i średniej klasy, niemniej jednak wskazuje na pozytywny wpływ treningu szermierczego na szybkość procesów przetwarzania informacji (Gutiérrez-Dávila i wsp., 2013b). W zależności od sytuacji taktycznej oraz indywidualnych predyspozycji zawodnika, ten sam bodziec może wywoływać skrajnie różne (defensywne i ofensywne) odpowiedzi ruchowe (Borysiuk i Waśkiewicz, 2008). Te same bodźce będą wywoływały też inne reakcje wśród zawodników różnych borni. Dla szpadzisty naturalną reakcją na natarcie przeciwnika będzie przeciwnatarcie lub wyprzedzenie. Florecista lub szablista, których obowiązuje zasada pierwszeństwa jednych działań nad innymi, będą raczej szukać możliwości obrony zasłoną oraz zadania trafienia odpowiedzią.

Ze względu na nieprzewidywalne zachowanie przeciwnika, zawodnik może być zmuszony do zmiany swoich działań w trakcie ich wykonywania. Williams i Walmsley (2000b) wykazali, że różne położenie nieruchomego celu podczas trafiania w warunkach reakcji złożonej, nie powoduje trudności wśród szermierzy. Jednak możliwość zmiany jego położenia w trakcie utajnionego czasu reakcji lub ruchu prostego powoduje istotne opóźnienie w zadaniu trafienia (Gutiérrez-Dávila i wsp., 2014). Mimo, że zmniejszenie liczby prawdopodobnych rozwiązań i antycypacja zachowań przeciwnika może istotnie skrócić czas całej odpowiedzi ruchowej, to według Gutiérrez-Dávila i współautorów (2014), nie wpływa to na precyzję i sekwencją ruchową podczas natarcia z wypadem wśród szermierzy. Niektórzy autorzy porównują czas zadawania trafienia z wypadem do czasu zadawania ciosu np. w boksie (ok. 300 ms) (Turner i wsp., 2013).

Nadrzędnym środkiem pozyskiwania informacji z otoczenia podczas walki jest kontrola wzrokowa (Borysiuk i Waśkiewicz, 2008). Informacja wizualna o ruchach broni i pozycji przeciwnika, umożliwi dobór działania i utrzymywanie bezpiecznej odległości (Bottoms i wsp., 2013). Czucie ruchów własnego ciała, pozycji oraz utrzymanie równowagi są w większym stopniu kontrolowane przez mechanizmy propriocepcji i kinestezji (Borysiuk i Waśkiewicz, 2008). Czas reakcji na bodźce wzrokowe wśród szermierzy jest istotnie dłuższy niż na bodźce słuchowe lub taktylne. Jednakże, odpowiedź wywołana informacją wizualną wytwarza istotnie niższe napięcie bioelektryczne mięśni uczestniczących w odpowiedzi ruchowej (Borysiuk i Waśkiewicz, 2008). Zawodowi szermierze wykazują też niższe wartości EMG w stosunku do początkujących i średniozaawansowanych w odpowiedzi na wszystkie trzy rodzaje bodźców. W konsekwencji, ich odpowiedzi czuciowo-ruchowe są bardziej ekonomiczne oraz zautomatyzowane (Williams i Walmsley, 2000b; Borysiuk i Waśkiewicz, 2008; Borysiuk, 2008; Borysiuk i wsp., 2014).

W energetycznej klasyfikacji wytrzymałości szermierkę charakteryzuje się jako sport anaerobowy (Bottoms i wsp., 2011; Turner i wsp., 2013). Pojedyncze akcje o maksymalnej intensywności trwają krócej niż 1 s. Starcia jednak mogą się przedłużać i obejmować ponad 60 sekund submaksymalnego wysiłku (Roi i Bianchedi, 2008). Przeplatanie się wzajemnie tych dwóch rodzajów wysiłku wynika z faktu, że działania właściwe, których bezpośrednim celem jest zadanie trafienia (np. pchnięcie proste z wypadem), poprzedzane są działaniami przygotowawczymi, o znacznie dłuższym czasie trwania i mniejszej intensywności (np. manewrowanie, w celu uzyskania odpowiedniej odległości do wykonania natarcia).

Średni czas trwania nieprzerwanej pracy zmienia się w zależności od broni i wynosi około 2,5 s w szabli, 5 s we florecie i 15 s w szpadzie (Roi i Bianchedi, 2008; Aquili i wsp., 2013). Choć stosunek intensywnej pracy do przerwy wypoczynkowej również zmienia się ze względu na kategorię (1:1 w szpadzie mężczyzn, 2:1 w szpadzie kobiet, 1:3 we florecie mężczyzn, 1:1 we florecie kobiet oraz 1:6 w szabli), to w każdym z powyższych przypadków długość przerwy wypoczynkowej pozwala na kontynuowanie starcia na wysokim poziomie intensywności (Wylde i wsp., 2013; Turner i wsp., 2014). Zapotrzebowanie energetyczne podczas walki szermierczej pokrywane jest niekwasomlekowymi źródłami energii, takimi jak fosfokreatyna, a następnie na drodze szlaku przemian beztlenowych - glikolizy beztlenowej (Turner i wsp., 2017). Milia i współautorzy (2013) wykazali, że podczas serii trzech 3-minutowych walk z 1-minutową przerwą pomiędzy nimi, wykorzystanie metabolizmu tlenowego i beztlenowego kwasomlekowego jest umiarkowane. Bardzo intensywne walki, szczególnie w drugiej fazie turnieju, powodują wzrost stężenia mleczanu we krwi przekraczający 4 mmol/l, podczas gdy jego średnia w trakcie walk eliminacyjnych utrzymuje się w przedziale $2,5 \pm 1,1$ lub $3,1 \pm 1,4$ mmol/l (Roi i Bianchedi, 2008; Turner i wsp., 2017).

Znaczna część walki we florecie (68% w walkach grupowych oraz 74% w walkach pucharowych) toczy się na poziomie tętna powyżej 80% tętna maksymalnego i wartościach przekraczających 8 w skali subiektywnego odczucia wysiłku (Turner i wsp., 2017). Średnia pojemność tlenowa szermierzy (52,9 ml/kg/min) jest większa od osób nietreningujących (42,5 ml/kg/min), ale nieporównywalnie mniejsza od zawodników sportów wytrzymałościowych (60-85 ml/kg/min) (Roi i Bianchedi, 2008). Milia i współautorzy (2013) na podstawie testu progresywnego wyznaczył maksymalny pobór tlenu (VO_2max) szermierzy o średnim poziomie zaawansowania regularnie współzawodniczących przez okres ok. 4 lat. Badania wykazały bardzo niskie wartości VO_2max ($46,3 \pm 5,2$ ml/kg/min), potwierdzając relatywnie małe znaczenie tego parametru w rywalizacji szermierzy.

Mimo wyraźnych różnic w techniczno-taktycznym przygotowaniu florecistów, szpadzistów i szablistów, motoryczne wymagania poszczególnych konkurencji nie wykazują istotnych różnic. U podstaw przygotowania motorycznego wszystkich szermierzy leży kształtowanie umiejętności wykonania eksplozywnego wypadu, szybkiej zamiany kierunku ruchu oraz powtarzalności tych elementów w czasie (Turner i wsp., 2016).

1.2. Charakterystyka antycypacyjnego dostosowania posturalnego

Podstawowymi mechanizmami kontroli postawy i ruchu są kontrola wyprzedzająca (*ang. feedforward*) oraz sprzężenie zwrotne (*ang. feedback*) (Rogers i Pai, 1990). Belenkiy i współautorzy (1967) jako pierwsi zaobserwowali, że podczas szybkiego ruchu ramion w postawie stojącej, aktywność mięśni nóg odpowiedzialnych za utrzymanie postawy wyprzedza o 50-100 ms aktywność mięśni odpowiedzialnych za wykonanie ruchu. Takie uprzedzenie skutków zakłócenia jest elementem sprzężenia wyprzedzającego i nazywane jest antycypacyjnym dostosowaniem posturalnym (*ang. anticipatory postural adjustments- APA*) (Crenna i wsp., 1987; Massion, 1992).

Powodem wystąpienia APA jest wytworzenie sił i momentów sił mających minimalizować lub całkowicie wyeliminować negatywne, z punktu widzenia regulacji postawy, skutki zakłócenia. Kiedy zaburzenie postawy związane jest z przemieszczeniem całego ciała, APA dodatkowo wywołuje siły i ich momenty, które ułatwiają wykonanie ruchu (Bouisset i Do, 2008). Dostosowanie posturalne jest związane także z utrzymaniem pozycji w poszczególnych stawach oraz stabilnej pozycji głowy i tułowia (Bouisset i Zattara, 1987).

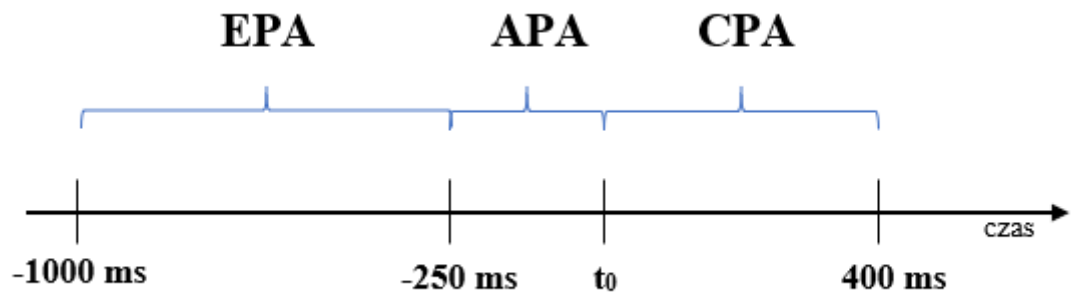
APA opiera się na przewidywanym przez układ ciała człowieka zakłóceniu postawy, a jego struktura zależy od wcześniejszych doświadczeń związanych z zaburzeniem postawy i podlega procesowi uczenia się. Przewidywanie mechanicznych następstw zakłócenia obarczone jest jednak błędem i może różnić się od jego rzeczywistych skutków (Massion, 1992).

W celu kompensacji suboptymalnego charakteru APA, korekcyjne dostosowanie posturalne widoczne jest w aktywacji mięśni posturalnych ok. 70-300 ms po wystąpieniu zakłócenia (*ang. compensatory postural adjustments- CPA*). Sterowanie tego mechanizmu odbywa się w pętli sprzężeń zwrotnych na podstawie informacji z wejść sensorycznych. CPA związane jest także z przyjęciem odpowiednich strategii utrzymania równowagi (Scariot i wsp., 2016).

Udział CPA zależy od możliwości występowania APA w przygotowaniu się na zakłócenie. Większe reakcje kompensacyjne są widoczne, kiedy czas wystąpienia zakłócenia nie jest

wcześniej znany, a w konsekwencji APA nie może być wykorzystane do minimalizacji jego skutków. Należy jednak zaznaczyć, że obecność APA nie wyklucza całkowicie istnienia kontroli opartej na CPA, ze względu na wykorzystanie w niej nadążnej kontroli napięcia mięśniowego. Wzajemny związek między APA i CPA, wskazuje na możliwość optymalnego wykorzystania APA w kontroli postawy (Santos i wsp., 2010).

Stosunkowo od niedawna w literaturze wyróżniamy także inny rodzaj kontroli wyprzedzającej, którego celem jest zapewnienie odpowiednich warunków mechanicznych do wykonania planowanej czynności ruchowej. To dostosowanie nazywamy wczesnym dostosowaniem posturalnym (*ang. early postural adjustments- EPA*) (Krishnan i wsp., 2011) (rycina 1).



Rycina 1. Przedziały czasowe występowania wczesnego (EPA), antycypacyjnego (APA) i korekcyjnego dostosowania posturalnego (CPA) w odniesieniu do czasu zapoczątkowania ruchu (t_0) (Bertucco i wsp., 2013; De Azevedo i wsp., 2016).

Termin „antycypacyjne” dostosowanie posturalne odnosi się zarówno do czasu występowania zmian względem zakłócenia, jak i predyktywnego charakteru mechanizmu (Massion, 1992). Na podstawie elektromiografii powierzchniowej, wystąpienie APA identyfikuje się jako czas wystąpienia widocznych zmian w aktywności bioelektrycznej mięśni w odniesieniu do początku ruchu nazywanym czasem zero (t_0). Zmienną tą nazywamy czasem wystąpienia APA. Jako zmienną wyróżnia się także amplitudę lub wielkość napięcia mięśniowego w porównaniu z jego wyjściowym poziomem zarejestrowanym krótko przed t_0 . Wielkość dostosowania posturalnego określa się zintegrowanym EMG z przedziału czasu przewidzianego dla APA. Efektem zmian napięcia mięśni może być przemieszczenie COP. Dostosowanie posturalne obserwowane na platformie dynamograficznej analogicznie identyfikuje się z czasem wystąpienia pierwszych odchyżeń od sygnału bazowego oraz amplitudą przemieszczenia COP (Belenkiy i wsp., 1967; Cordo i Nashner, 1982; Bouisset i Zattara, 1987;).

APA widoczne jest już we wczesnej fazie ontogenezy, a jego występowanie staje się regularne w wieku od 4-5 lat (Assaiante i wsp., 2000). Proces nabywania APA obejmuje

w pierwszej kolejności określenie skutecznego wzorca napięcia mięśni pozwalających na stabilizację wybranych segmentów ciała, a dopiero później na określeniu regulacji czasowych (Schmitz i wsp., 2002a). U prawidłowo rozwijających się dzieci, wczesna aktywacja mięśniowa i towarzyszące mu zmiany COP w postawie stojącej osiągają swoją końcową postać w wieku ok. 7 lat (Girolami i wsp., 2010).

Badania wskazują na znaczenie jąder podstawy i struktur mózdkowych w procesie antycypacyjnego przygotowania ruchu. Upośledzenie APA jest rejestrowane u osób z patologicznymi zmianami pierwszorzędowej, przedruchowej oraz dodatkowej kory ruchowej (Yakovenko i Drew, 2009; Chang i wsp., 2010; Ng i wsp., 2011). Według Jacobs i współautorów (2009) dodatkowa kora ruchowa ma bezpośredni związek ze strukturą czasową APA, a jego kontrola odbywa się drogami korowo-rdzeniowymi zapoczątkowanymi w tej strukturze mózgowia.

Przedziały czasowe występowania APA nie są jednoznacznie określone w literaturze, a ich zakres waha się od -250 ms do +50 ms w stosunku do czasu rozpoczęcia ruchu. APA obserwowane jest w przedziałach -50 ms do +50 ms (Schmitz i wsp., 2002b), -100 ms od +50 ms (Aruin i wsp., 2001, 1998; Aruin i Latash, 1996, 1995b; Shiratori i Latash, 2000), -250 do +50 ms (Kanekar i Aruin, 2015) oraz -100 ms (De Wolf i wsp., 1998; Krishnamoorthy i Latash, 2005; Aruin, 2006), -150 ms (Klous i wsp., 2011) i -200 ms przed rozpoczęciem ruchu (Krishnan i wsp., 2011; Slijper i wsp., 2002a). Autorzy zaznaczają antycypacyjny charakter zmian do 50 ms po t_0 . Taki odstęp czasowy nie pozwala na zaistnienie zmian spowodowanych informacją zwrotną i w dalszym ciągu jest rozpatrywany jako element kontroli wyprzedzającej (Aruin i Latash, 1996).

Proces generowania APA determinowany jest wieloma czynnikami. Należą do nich przewidywana wielkość i kierunek oczekiwanych zaburzeń, właściwości ruchu dowolnego oraz cechy zadania posturalnego, ze szczególnym uwzględnieniem ułożenia ciała w przestrzeni (Lee i wsp., 1987; Aruin i Latash, 1995a; Aruin i wsp., 1998).

Przeważnie zmienne identyfikujące APA zmieniają się proporcjonalnie względem wielkości biomechanicznych związanych z ruchem dowolnym. Szybszy ruch (energia kinetyczna) oraz większe obciążenie (praca mechaniczna) wywołują większe zmiany w aktywności bioelektrycznej mięśni podczas APA (Horak i wsp., 1984; Lee i wsp., 1987; Bouisset i wsp., 2000). Zależność ta nie znajduje zastosowania w szczególnym rodzaju akcji jaką jest pociągnięcie za spust podczas strzału z broni. Ruch o minimalnym zakresie wywołuje mniejsze APA, przez co odrzut po strzale wśród osób niedoświadczonych destabilizuje postawę. W grupie wyborowych strzelców i biathlonistów efekt odrzutu na postawę jest

znikomy. Zwiększenie udziału APA w kontroli postawy wśród ekspertów związane jest z wcześniejszymi doświadczeniami i procesem motorycznego uczenia się (Latash, 2012).

Istotnym elementem wpływającym na czas występowania i wielkość napięcia bioelektrycznego podczas APA jest szybkość wykonania ruchu dowolnego (Horak, 1987). Według Horak i współautorów (1984), kolejność aktywacji mięśni posturalnych podczas wznosu ramion jest powtarzalna, jeśli ruch ten wykonany był szybko. Podczas ruchów dynamicznych zmienia się położenie COM, a siły i momenty obrotowe z poruszających się segmentów ciała przenoszone są na koleje, powodując destabilizację postawy (Crenna i wsp., 1987). W ruchach wolnych wartość napięcia bioelektrycznego narasta stopniowo, a małe przyspieszenie powoduje niskie wartości sił reakcji podłoża oraz inercji. W rezultacie APA nie występuje w ruchach wolnych lub pojawia się nieregularnie (Horak i wsp., 1984).

Możliwość antycypacyjnego przygotowania się na zakłócenia postawy zależy także od czasu dostępnego na podjęcie decyzji. Kiedy ruch dowolny jest odpowiedzią na określony bodziec, APA i ruch występują równocześnie lub odstęp czasowy pomiędzy APA i t_0 ulega skróceniu. W warunkach reakcji prostej, jak najszybsze rozpoczęcie ruchu na sygnał odbywa się kosztem opóźnienia reakcji posturalnych (Cordo i Nashner, 1982; Benvenuti i wsp., 1997). Podczas odpowiedzi ruchowej z wyborem, APA występuje w przedziałach czasowych typowych dla ruchu rozpoczętego z własnej inicjatywy (De Wolf i wsp., 1998). Czas występowania APA wykazuje istotny związek nie tylko ze zmianą warunków rozpoczęcia zadania motorycznego, ale także z rzeczywistym czasem reakcji. Opóźnienie go o 1 ms skutkuje zwiększeniem odstępu czasowego pomiędzy APA a t_0 o około 0,1 do 0,6 ms (Slijper i wsp., 2002a).

Eksperymenty z obciążeniem pozwoliły na określenie związku pomiędzy APA i ruchem dowolnym oraz wielkością spodziewanych zakłóceń niezależnie. W swoich badaniach (Aruin i Latash, 1995b) wywoływali efekt odciążenia poprzez upuszczenie ciężaru trzymanego na wyprostowanych ramionach, modyfikując wielkość ruchu powodującego jego upuszczenie (zgięcie palców oraz odwodzenie ramion). Przy stałym obciążeniu APA w dużym zakresie wykazywało proporcjonalną zależność od wielkości ruchu dowolnego. W analogicznym eksperymencie, (Aruin i Latash, 1996) zmieniając wartość obciążenia przy standardowym ruchu uzyskali dodatnią korelację pomiędzy wartością obciążenia, a wielkością napięcia mięśni posturalnych przed zakłóceniem. Takiego związku pomiędzy obciążeniem, a czasem występowania APA nie zanotowano.

Dostosowanie posturalne jest osłabione zarówno w warunkach skrajnie stabilnych (Friedli i wsp., 1984) jak i niestabilnych (Pedotti i wsp., 1989; Nouillot i wsp., 1992). Zmniejszenie

stabilności poprzez zmniejszenie płaszczyzny podparcia oraz chwiejne podłoże istotnie wpływa na zmniejszenie antycypacyjnej aktywności mięśniowej. Efekt ten jest silniejszy, jeśli kierunek zwiększonej niestabilności zgodny jest z kierunkiem spodziewanego zakłócenia (Aruin i wsp., 1998). Ograniczenie wielkości płaszczyzny podparcia, podczas ruchu kończyną górną, wymaga szybszego wystąpienia kontroli wyprzedzającej widocznej w aktywacji mięśni tułowia i kończyn dolnych (Gantchev i Dimitrova, 1996; Nam i wsp., 2017).

W warunkach ograniczonej stabilności, APA samo w sobie może stanowić przyczynę utraty równowagi (Aruin i wsp., 1998). Biorąc pod uwagę, że jego celem jest wytwarzanie sił i ich momentów skierowanych przeciwie do mającego wystąpić zakłócenia, osłabienie lub zanik antycypacyjnego mechanizmu jest strategią OUN wykorzystaną w celu uniknięcia destabilizacji postawy w kierunku przeciwnym do pierwotnie oczekiwanego (Aruin i wsp., 1998). Ponadto, w skrajnie niestabilnych warunkach np. maksymalnego wychylenia w przód, OUN odwraca standardowy kierunek działania APA tak, aby odsunąć COM od krawędzi pola podparcia (Krishnamoorthy i Latash, 2005).

Zwiększenie niestabilności poprzez zmianę konfiguracji segmentów ciała, powoduje reorganizację aktywności mięśni posturalnych w poszczególnych parach mięśniowych działających antagonistycznie. W ułożeniu ciała z pochylonym tułowiem o zmiennym kącie nachylenia, zmniejszoną aktywność podczas APA wykazał mięsień prosty brzucha i prosty uda przy jednocześnie wyższych wartościach napięcia w prostowniku grzbietu i dwugłowym uda. Jednakże, całkowita wartość aktywności mięśniowej wewnątrz pary antagonistów przejawiała nieznaczną różnicę w porównaniu z postawą pionową (Aruin, 2003).

Kiedy człowiek przygotowuje się do wykonania ruchu całego ciała, odmienne dostosowanie posturalne widoczne jest kilkaset ms przed jego rozpoczęciem (Crenna i Frigo, 1991; Lepers i Brenière, 1995; Wang i wsp., 2005). Z uwagi na inną funkcję i wcześniejsze występowanie w stosunku do klasycznego APA, wyróżniony został drugi, „wczesny” aspekt kontroli typu wyprzedzającego, nazwany wczesnym dostosowaniem posturalnym (EPA) (Krishnan i wsp., 2011, 2012b). EPA odbywa się na etapie planowania ruchu, a jego zadaniem jest optymalizacja postawy w celu stworzenia dogodnych mechanicznie warunków do jego wykonania (Klous i wsp., 2012; Bertuccio i wsp., 2013;). Najbardziej typowym przykładem jest przygotowanie do wykonania kroku. Zmiany obejmują wtedy przemieszczenie COP w tył, a następnie w bok w stronę nogi podporowej. Taka sekwencja umożliwia odciążenie nogi zamachowej i wytworzenie momentu siły wychylającego ciało do przodu. Za moment rozpoczęcia kroku przyjmuje się moment oderwania pięty od podłoża (Hass i wsp., 2010;

Mizusawa i wsp., 2017). Wzorec dostosowania posturalnego podczas inicjacji kroku zmienia się np. w przypadku chronicznej niestabilności stawu skokowego (Ebrahimabadi i wsp., 2018).

Za drugi cel EPA przyjmuje się minimalizację mechanicznych skutków wywołanych przez przewidziane zakłócenie zewnętrzne, lecz w przeciwieństwie do APA, nie polega ono na wytwarzaniu sił i momentów w kierunku przeciwnym do zakłócenia bezpośrednio przed jego wystąpieniem. EPA zaobserwowano w warunkach, w których badani stojąc spodziewali się uderzenia wahadła na wysokości ramion (Krishnan i wsp., 2011, 2012b). Wczesne korekty postawy rozpoczynały się 400-500 ms przed uderzeniem i polegały na aktywacji mięśni i minimalnym przemieszczeniu COP w płaszczyźnie AP. Ponadto, EPA występuje zbyt wcześnie, aby wytwarzać siły i ich momenty, który działałyby bezpośrednio przed destabilizacją (Krishnan i wsp., 2011).

Zgodnie z Krishnan i współautorzy (2011, 2012b,) EPA i APA mogą być zarejestrowane sekwencyjnie w pojedynczej próbie w przewidzianych dla siebie przedziałach czasu. W konsekwencji, mogą być rozpatrywane jako dwa osobne mechanizmy, a nie jako jeden o zmiennym czasie wystąpienia. Oba mechanizmy zostały zarejestrowane w pojedynczych badaniach podczas pchania w symetrycznej i asymetrycznej pozycji stóp (Lee i Aruin, 2013), wykonania korku w odpowiedzi na ruchy powierzchni podparcia (Wang i wsp., 2006), sięgania w pozycji siedzącej (Tsai i wsp., 2018), pokonywania przeszkody (Ida i wsp., 2017) oraz szybkiego, wolicjonalnego kołysania postawy w płaszczyźnie AP (Klous i wsp., 2012).

W przeciwieństwie do APA, czas występowania EPA jest stały w warunkach reakcji prostej oraz podczas wykonania ruchu z własnej inicjatywy. Istotnie zmienia się jednak wielkość napięcia mięśniowego (Klous i wsp., 2012). Aktywność mięśniowa w fazie EPA nie zmienia się również w warunkach wirtualnej rzeczywistości (Ida i wsp., 2017). Sprzeczne doniesienia w literaturze określają wpływ szybkości wykonania kroku na wczesne dostosowanie posturalne (Bertucco i wsp., 2013).

Wiele publikacji naukowych wykazuje obecność APA, przy jednoczesnym braku EPA. Autorzy sugerują, że EPA może być związane z nienaturalną pozycją wyjściową, a jej działanie osłabione w komfortowych warunkach (Krishnan i wsp., 2012b).

Mimo wyraźnych ilościowych i jakościowych różnic pomiędzy omawianymi mechanizmami, w dalszym ciągu w literaturze przedmiotu termin APA powszechnie odnosi się do zmian w napięciu mięśniowym oraz wybranych zmiennych biomechanicznych wyprzedzających zakłócenie, niezależnie od jego rodzaju, czasu i celu (Massion, 1992). Według niektórych autorów, brak wyraźnego rozróżnienia tych dwóch mechanizmów

wprowadza pewien bałagan pojęciowy i interpretacyjny w badaniach kontroli na temat mechanizmów kontroli postawy (Krishnan i wsp., 2012b)

1.3. Antycypacyjne dostosowanie posturalne w świetle literatury

Klasyczne eksperymenty polegające na badaniu mechanizmu APA wśród osób zdrowych polegają na gwałtownym unoszeniu ramion w kierunku przednim (Belenkiy i wsp., 1967). W schemacie tego zadania badany stoi nieruchomo z kończynami górnymi wzdłuż tułowia wykonując ruch na własne tempo lub w warunkach reakcyjnych, jednorącz lub oburącz pozwalając na zgięcie jedynie w stawie barkowym (De Wolf i wsp., 1998; Slijper i wsp., 2002a; Mochizuki i wsp., 2004). Taki manewr wywołuje przeniesienie COM i pozwalał na rejestrację aktywności bioelektrycznej poprzedzającej ruch w mięśniach odcinka lędźwiowego kręgosłupa, brzucha oraz grupy kulszowo-goleniowej. Często badane są również ruchy sięgania i ruchy kończyn górnych w różnych kierunkach (Aruin i Latash, 1995b; Stapley i wsp., 1998) oraz zadania motoryczne wymagające zmiany płaszczyzny podparcia takie jak, wykonanie kroku, sięganie stopą do celu czy skoki (Le Pellec i Maton, 2000; Yiou i wsp., 2007b; Bertucco i wsp., 2013). W odpowiedzi na zakłócenie zewnętrzne, APA najczęściej analizowane jest w schemacie zbliżającego się wahadła, ruchomej platformy oraz łapania obiektów (Jacobs i Horak, 2007; Santos i wsp., 2010; Eckerle i wsp., 2012). Podsumowanie prac dotyczących antycypacyjnego dostosowania postawy podczas zaburzeń wywołanych ruchem dowolnym zostało zawarte w tabeli 1.

Pomiar wielkości napięcia mięśniowego i czasu występowania APA jest jednym ze sposobów, które pozwalają na określenie związku pomiędzy etapem planowania czynności ruchowej oraz jej wykonaniem. Zaskakująco mała liczba badaczy łączy jednak antycypacyjne dostosowanie postawy z zasadą wymienności szybkości i dokładności ruchów (Plamondon i Alimi, 1997). Zasada ta jest powszechnie znana jako prawo Fitts'a i zakłada, że czas wykonywania ruchu skaluje się zgodnie z funkcją logarytmiczną będącą stosunkiem wielkości celu i odległości od niego (Fitts, 1954). W praktyce oznacza to, że ruchy wymagające dużej precyzji będą wykonywane wolniej niż te, w których dokładność wykonania zadania nie jest celem nadrzędnym. Duarte i Latash (2007) wykazali, że skalowanie czasu występowania APA względem wielkości i odległości od celu jest zbliżone do skalowania szybkości ruchu względem tych samych parametrów.

Tabela 1. Wybrane badania APA w ruchach dowolnych wśród osób zdrowych

	Źródło	Rodzaj ruchu	Pozycja wyjściowa	Aparatura badawcza	Wybrane zmienne	Wyniki/ Wnioski
kończyna górna	Di Rienzo i wsp. (2019)	Podnoszenie ciężaru oburącz	Siedząca	magnetoencefalografia (MEG), czujnik pojemnościowy, platforma	Częstotliwość alfa i beta [Hz], rotacja stawu łokciowego [°]	Nabywanie APA związane jest ze zmniejszonym hamowaniem aktywności przyśrodkowej kory przedczołowej po odciążeniu oraz zwiększonej aktywności przedklinka przed odciążeniem
	Massé-Alarie i wsp. (2018)	Zgięcie i wyprost w stawie ramiennym	Siedząca	EMG	Czas [ms] i amplituda [norm] APA_{EMG} , czas wykonania ruchu [ms]	Przezczaszkowa stymulacja magnetyczna wywołuje istotne opóźnienie i zmniejszenie amplitudy APA w m. wielodzielnym powierzchownym
	Huntley i Zettel (2015)	Łapanie piłki	Stojąca	EMG (AMT-8)	Czas APA_{EMG} [ms]	APA i ruch dowolny są skoordynowane zgodnie z modelem pojedynczym
	Chen i wsp. (2015)	Pchanie wahadła oburącz	Stojąca	Platforma (AMTI), EMG	Czas [ms] i amplituda [mm] APA_{COP} , czas APA_{EMG} [ms] i $iEMG_{APA}$	APA u starszych dorosłych występuje później i przybiera większe wartości $iEMG$ niż u osób młodych
	Liu i wsp. (2015)	Sięganie obiektu	Stojąca	Platforma (AMTI), EMG (Motion Lab Systems)	Czas APA_{COP} i APA_{EMG} [ms], $iEMG_{APA}$	Proces nabywania APA można zaobserwować po 50 powtórzeniach
kończyna dolna	Aloraini i wsp. (2019)	Sięganie celu	Stojąca	system analizy ruchu (Optotrak), EMG (Power 1401)	Czas ruchu [ms], V_{MAX} [mm/s], czas do V_{MAX} [ms], czas trwania APA_{EMG} [ms], zmienność celu	Wykonanie zadania w warunkach uwagi zewnętrznej prowadzi do lepszej wydajności ruchu w zadaniu Fitts'a.
	Bussey i wsp. (2018)	Wznos nogi do kąta 90° w stawie biodrowym	Stojąca	System analizy ruchu (Vicon), EMG (Noraxon), platforma (AMTI)	Czas wstąpienia i trwania APA_{COP} i APA_{EMG} w ML [ms], czas reakcji [ms], amplituda APA_{COP} [mm]	Dominacja kończyny dolnej wpływa na zmienność czasu trwania i wielkości APA pomiędzy płciami.
	Gendre i wsp. (2016)	Boczne unoszenie kończyny dolnej	Stojąca z rękami splecionymi z tyłu	platforma (AMTI)	Amplituda APA_{COP} w ML [mm], czas APA_{COP} , V_{COM} [m/s], czas unoszenia nogi [s], V_{MAX} kostki [s]	Lęk przed upadkiem wpływa na kierunek APA_{COP} w stosunku do lokalizacji zagrożenia
	Jones i wsp., (2014)	Zginanie stawu biodrowego	Siedząca na piłce fitness	EMG, akcelerometr	Czas APA_{EMG} [ms], znormalizowane APA_{EMG}	Wprowadzenie dodatkowego zadania prawdopodobnie jest spowodowane zmianą w przewidywanych dostosowaniach postawy

całe ciało	King i Wang, (2017)	Kopnięcie piłki	Stojąca	System analizy ruchu (Vicon), platforma (Bertec)	amplituda APA_{COP} [cm], czas osiągnięcia APA_{COP} max [s], długość ścieżki COP, prędkość COP [m/s], powierzchnia elipsy COP [cm ²]	Asymetrie występowały zarówno podczas APA jak i w fazie zamachowej różnicując specjalizację funkcjonalną między prawą i lewą kończyną dolną
	Watanabe i wsp. (2016)	Wykonanie kroku	Stojąca	Platforma (Tec Gihan)	Czas [ms] i amplituda [%MC] APA_{COP} , czas reakcji [ms], moment oderwania stopy [ms], błąd APA i kroku [%]	Bodziec słuchowy ma większy wpływ na cechy APA u starszych niż młodych dorosłych podczas reakcji z wyborem
	Hussein i wsp. (2013)	Jednoczesne zgięcie nogi i wyprost palca wskazującego	Stojąca	Platforma (AMTI)	Czas trwania APA [ms], amplituda APA_{COP} w ML, szczyt APA_{COP} w ML, prędkość i przyspieszenie COG w ML	Zarówno młodszy jak i starsi byli w stanie zwiększyć przyspieszenie COG, gdy czas trwania APA został drastycznie skrócony. Zdolność synchronizacji zadań pod presją czasu u starszych została zachowana.
	Saito i wsp. (2014)	Sięganie	Stojąca	Platforma (Kistler), system analizy ruchu (Motion Analysis Corporation), EMG	Czas wystąpienia APA_{EMG} i APA_{COP} [ms], $iEMG_{APA}$, amplituda APA_{COP} [mm]	Zmiany w APA spowodowane treningiem sięgania pozytywnie wpływają na parametry ruchu dowolnego
	Bigongiari i wsp. (2010)	Zgięcie tułowia	Stojąca	EMG (Noraxon), goniometr (Noraxon)	Czas rozpoczęcia ruchu, $iEMG_{APA}$, R-index, C-index	Redukcja APA w m. prostym uda wraz z wiekiem, odzwierciedla proces stopniowego uczenia się optymalnego wzorca dostosowania posturalnego

Legenda: APA_{EMG} - APA wyznaczone z elektromiografu, APA_{COP} - APA wyznaczone z platformy dynamograficznej, $iEMG_{APA}$ - całka sygnału EMG w przedziale czasowym określonym dla APA, R-index - intensywność wzajemnego hamowania mięśni okalających staw, C-index - intensywność skurczu mięśni.

Wyniki te potwierdziły hipotezę, że kompromis pomiędzy dokładnością, a szybkością zachodzi na poziomie jego planowania, a nie korekt w postaci sprzężenia zwrotnego. Pogląd ten został utrwalony w badaniach innych autorów, które wykazały, że im wyższy współczynnik trudności zadania (obliczany jak stosunek odległości i szerokości celu), tym APA występuje wcześniej (Bertucco i wsp., 2013). Niemniej jednak, istnieją również publikacje, które wskazują na brak związku prawa Fitts'a z występowaniem dostosowania posturalnego w niektórych formach ruchu (Juras i wsp., 2009).

Obecnie badania sterowania postawą znajdują swoje najszersze zastosowanie w praktyce klinicznej w kontekście upadków i jakości życia. Wynika to z faktu, iż umiejętność wytwarzania i optymalizacji APA może być osłabiona u osób z chorobami

neurodegeneracyjnymi, wrodzonymi i nabytymi deficytami narządu ruchu lub w wyniku naturalnego procesu starzenia się (Aruin, 2002).

Zmiany involucyjne postępujące wraz z wiekiem obejmują układ sensoryczny i ruchowy człowieka. Pogorszeniu ulega ostrość widzenia, zmniejszenie pobudliwości układu przedsionkowego oraz osłabienie działania receptorów czuciowych i proprioreceptorów (Baltich i wsp., 2015). Dodatkowo, widoczny spadek masy ciała oraz siły mięśniowej powodują, że wśród osób starszych pojawia się problem niestabilności posturalnej (Chen i wsp., 2013). W wyniku procesu starzenia się pogorszeniu ulegają także mechanizmy kontroli postawy, czemu towarzyszy spowolnienie ruchowe i problemy z koordynacją ruchów dowolnych (Hay i wsp., 1996). U osób starszych APA poprzedzające zakłócenie wywołane szybkim wznosem ramion jest opóźnione w porównaniu do zdrowych dorosłych. Innymi słowy, napięcie mięśni posturalnych następuje krótko przed aktywacją mięśni odpowiedzialnych za wykonanie ruchu (Woollacott i Manchester, 1993). Późniejsze występowanie APA wpływa na rekrutację mięśni posturalnych, a w konsekwencji zmianę strategii odzyskiwania równowagi (Inglin i Woollacott, 1988). W niektórych ruchach opóźnienie istotnie zwiększa także ich aktywację (Bleuse i wsp., 2006).

Cechy APA ulegają zmianie wraz z wiekiem. Podczas inicjacji chodu wśród starszych, APA przejawia się wydłużonym czasem trwania i mniejszą amplitudą COP niż u osób młodych (Halliday i wsp., 1998). Wydłużony czas przygotowania się do ruchu ma zrekompensować zaburzone i spowolnione z wiekiem funkcje poznawcze oraz zapewnić maksymalnie stabilne warunki do wykonania kroku (Luchies i wsp., 2002). Czas APA modyfikowany jest także wśród starszych z historią upadków oraz lękiem przed upadkiem. Negatywny wpływ lęku na procesy uwagi sprawia, że APA w warunkach inicjacji kroku z dodatkowym zadaniem kognitywnym wśród starszych występuje jeszcze wcześniej (Yiou i wsp., 2011).

Wahanie oraz trudności w rozpoczęciu pierwszego kroku z pozycji stojącej jest częstym zaburzeniem ruchowym w chorobie Parkinsona (PD). Stąd też zainteresowanie badaczy skupia się przede wszystkim wokół zagadnienia inicjacji chodu (Latt i wsp., 2009). Osoby z PD charakteryzują się APA o zmniejszonej amplitudzie i wydłużonym czasie trwania w porównaniu do osób zdrowych, a w konsekwencji mniejszą prędkością oraz większym opóźnieniem rozpoczęcia pierwszego kroku (Mancini i wsp., 2009; Rogers i wsp., 2011). PD istotnie zmniejsza możliwość adaptacji APA do zmieniających się warunków otoczenia zwiększając ryzyko upadków i ich następstw. U osób z objawami zamrożenia chodu lub wahaniami podczas jego rozpoczęcia APA nie występuje lub występuje wielokrotnie. Tak zwane „wielokrotne APA” jest spowodowane nieumiejętnością sprzężenia dostosowania

posturalnego z wykonaniem kroku i przejawia się charakterystycznym dla PD drżeniem zamiarowym (Jacobs i wsp., 2009; King i wsp., 2010). Samo zamrożenie chodu nie jest jednak związane, jak mogłoby się wydawać, z mniejszą możliwością przemieszczenia COM w płaszczyźnie czołowej tuż przed momentem odbicia. Nie jest więc skutkiem niewydolności mechanizmu APA (Schlenstedt i wsp., 2018).

Patologie kontroli wyprzedzającej często opisywane są także w kontekście stwardnienia rozsianego (SM), osób po udarach mózgu oraz z przewlekłymi bólami kręgosłupa lędźwiowego (LBP). W tych przypadkach deficyty APA odzwierciedlone są w krótkim czasie trwania i zmniejszonej aktywności mięśni odpowiedzialnych za dostosowanie postawy (Jacobs i wsp., 2010; Krishnan i wsp., 2012a; Delafontaine i wsp., 2019). Poprzez zmniejszenie oddziaływania APA, problemem staje się także ograniczona możliwość systemu korekcyjnego do kompensacji skutków nieprzygotowania organizmu do ruchu (Mehravar i wsp., 2015). Wynikiem schorzeń jest także utrata możliwości odpowiedniej rekrutacji mięśni posturalnych. U osób z niedowładem połowicznym osłabienie APA dotyczy przede wszystkim stabilizacji kończyny gorszej, a u osób z LBP jest wynikiem odczuwania bólu i reorganizacją struktur kory mózgowej (Slijper i wsp., 2002b; Marshall i wsp., 2014).

Interwencje ukierunkowane na APA mogą być skutecznym podejściem rehabilitacyjnym w poprawie kontroli postawy, równowagi funkcjonalnej, mobilności i jakości życia osób z deficytami równowagi (Aruin, 2016). Badania dowodzą, że zmiany adaptacyjne APA związane z treningiem występują natychmiast po zakończeniu pojedynczej jednostki treningowej. Zwiększenie efektywności dostosowania posturalnego przejawia się wcześniejszym czasem występowania i większą amplitudą COP, przy jednoczesnym zminimalizowaniu przemieszczenia COM po zakłóceniu (Aruin i wsp., 2015; Kanekar i Aruin, 2015). Saito i współautorzy (2014) wykazali, że po zaledwie 3-dniowym treningu sięgania, poprawie uległy także parametry związane z ruchem dowolnym (np. prędkość ruchu ręki), a efekt został przetransferowany na kończynę nietrenowaną i utrzymywał się długotrwale. Według Aruin (2016), optymalnym zadaniem w interwencjach u osób z deficytami równowagi jest łapanie i rzucanie piłki. Powodują one zaburzenia na poziomie barków odzwierciedlając typowe sytuacje dnia codziennego, takie jak bycie popchniętym na zatłoczonej ulicy czy otwieranie drzwi. Ponadto, złapanie zbliżającego się obiektu podczas stania wymaga kontroli postawy związanej z precyzyjnym ruchem kończyn górnych w kierunku obiektu oraz zrównoważenia pomiędzy oczekiwanym a rzeczywistym oddziaływaniem mechanicznym (Tijtgat i wsp., 2013).

Zmiany adaptacyjne w kontroli postawy zachodzą również pod wpływem treningu sportowego. Podobnie do programów rehabilitacyjnych, celem wyspecjalizowanego treningu jest wywołanie adaptacji, która pozwoli na skuteczne dostosowanie posturalne, przejawiane jednak w specyficznych dla dyscypliny warunkach. Zmiany te obejmują dominację wybranych wejść sensorycznych oraz efektywniejsze wykorzystanie antycypacyjnego i korekcyjnego dostosowania posturalnego (Paillard, 2017) (tabela 2).

Jednym z treningów ukierunkowanych na kształtowanie zdolności równowagi są ćwiczenia na slackline. Trening ten polega na utrzymaniu równowagi stojąc lub wykonując przejścia na linie o odpowiedniej szerokości zawieszanej nisko nad ziemią. Według Pfusterschmied i współautorów (2013), 4-tygodniowy trening na slackline wywoływał istotne adaptacje APA w rekrutacji mięśni posturalnych zwiększając aktywność mięśnia prostego uda i zmniejszając aktywność piszczelowego przedniego. Taka adaptacja miała na celu ustabilizowanie stawu kolanowego i zapewnienie większej stabilności podczas stania jednonóż na linie (Pfusterschmied i wsp., 2013). W badaniach innych autorów potwierdzono, że ćwiczenia na slackline powodują adaptacje pozwalające na skuteczne utrzymywanie się na niej przez dłuższy czas. Według doniesień Donath i współautorów (2013) efekt treningowy zostaje przetransferowany do zadań o podobnej strukturze ruchu (Donath i wsp., 2013; Santos i wsp., 2014).

Do tej pory APA w sporcie analizowano w kontekście ryzyka wystąpienia urazów (Mornieux i wsp., 2014; Wang i wsp., 2018), zmiany warunków wykonania zadania (Ilmanen i LaRue, 2008; Juras i Słomka, 2013), treningu (Forrest, 1997) oraz wpływu na parametry ruchu dowolnego (Do i Yiou, 1999). Badano również wpływ wysiłku wytrzymałościowego na antycypacyjne i kompensacyjne dostosowanie posturalne występujące w mięśniach tułowia (Wei i wsp., 2018). Nie znaleziono opracowań zawierających porównanie wysoko wyspecjalizowanej sportowej populacji z zawodnikami niższych klas lub osobami nietreningowymi (tabela 2).

Badania APA w sporcie ukierunkowane są zarówno na techniczno-taktyczne potrzeby wybranej dyscypliny sportu jak i pozwalają na lepsze zrozumienie działania mechanizmu w ekstremalnych warunkach środowiska. Wśród rugbyistów, APA (definiowane jako wczesne napięcie mięśni szyi i grzbietu), wykazywało duże zróżnicowanie wewnątrzosobnicze podczas treningu polegającym na kolejnych zderzeniach z trenerem treningowym. Aktywacja mięśni posturalnych była bardzo zbliżona w czasie do t_0 , a ich rekrutacja okazała się być stała i niezależna od amplitudy wykonywanego ruchu.

Tabela 2. Wybrane badania APA w sporcie

Źródło	Sport	Czy grupa badana to sportowcy?	Wybrane zmienne	Cel	Wnioski
Wang i wsp. (2018)	rugby	tak	czas trwania [s] i amplituda [norm] APA _{EMG} , siła [N]	Charakterystyka APA w mm. szyi i grzbietu podczas zderzenia w młynie	Rugbyści powinni być poddani programom treningowym w celu prewencji urazów szyi i grzbietu
Mornieux i wsp. (2014)	piłka nożna	tak	rotacja głowy, tułowia [°], zgięcie tułowia [°], długość kroku [m]	Wpływ presji czasu na APA podczas zmiany kierunku ruchu	Zmniejszenie bocznego zgięcia tułowia podczas zmiany kierunku ruchu powinno być częścią programów treningowych mających na celu optymalizację APA.
Juras i Słomka (2013)	dart	nie	czas APA _{COP} , czas ruchu, czas lotu lotki [ms], odległość lotki od celu [mm]	Wpływ dokładności i szybkości ruchów na APA	Wielkość celu nie wpływa istotnie na czas występowania APA
Ilmane i LaRue (2008)	piłka ręczna	tak	amplituda, max i min APA _{COP} [mm]	Wpływ presji czasu na APA podczas rzutu piłką	Różne warunki presji czasu istotnie wpływają na zmienne opisujące APA
Noe (2006)	wspinaczka	tak	Fz, Fy, Fx [N]	Wpływ pozycji wyjściowej na uwolnienie nogi podporowej	APA było modulowane zgodnie z możliwością wytworzenia siły
Shiratori i Latash (2000)	rolkarstwo	nie	wielkość APA _{EMG} [norm], amplituda APA _{COP} [m]	Ocena działania mm. dystalnych i proksymalnych, charakterystyka APA w warunkach skrajnie niestabilnych	Za przeciwdziałanie asymetrycznym i nietypowym zaburzeniom postawy odpowiadają mm. dystalne
Minvielle i Audiffren (2000)	strzelectwo	tak/nie	czas APA _{EMG} [ms], PKG [ms], RT [ms]	Sposób programowania teleokinetycznego i ereizmatycznego aspektu ruchu oraz ich związek z kierunkiem i prędkością ruchu.	APA zależne jest od kierunku ruchu, ale nie zmienia się pod wpływem prędkości.
Do i Yiou (1999)	szermierka	nie	czas APA _{EMG} [ms], czas APA _{COP} [ms], X ^o G, V _G , V _M , V _F	Wpływ okresu refrakcji wytworzonego przez pchnięcie na APA wypadu szermierczego	Rozwój APA w czasie wpływa na wykonanie pchnięcia
Forrest (1997)	tai chi chuan	nie	b.d.	Efekt 16-tygodniowego programu treningowego na APA	Uprawianie tai chi chuan zwiększa wykorzystanie elastyczności struktur obwodowych, a zmniejsza ośrodkowych w kontroli równowagi

Legenda: X^oG- przyspieszenie COM, V_G- prędkość COM, V_M i V_F- prędkość broni, RT- czas reakcji, PKG- opóźnienie pomiędzy aktywacją mm. odpowiedzialnych za wykonanie ruchu i stabilizujących postawę, b.d.- brak danych

Według autorów, tak późne występowanie APA zmniejszało jego efektywność i może być czynnikiem ryzyka występowania urazów w tej dyscyplinie sportu. Nietypowe podejście do zagadnienia antycypacyjnego dostosowania postawy zostało zastosowane w badaniach Mornieux i wsp. (2014) oraz Noé (2006). Pierwszy z autorów opisał działanie APA jako ułożenie względem siebie poszczególnych segmentów ciała (głowy, szyi i tułowia) przed zmianą kierunku biegu w piłce nożnej. Parametry kinematyczne pozyskane były w warunkach, w których zawodnik z wyprzedzeniem znał kierunek biegu oraz w warunkach ograniczonego czasu na podjęcie decyzji. Noé (2006) badał APA w kontekście różnych pozycji podczas wspinaczki sportowej - wyprostowanej na ścianie pionowej oraz w pozycji zwieszanej na ścianie pochyłej. W obu pozycjach zadaniem badanego było uwolnienie jednej ze stóp z podporu. Wyniki wykazały, że APA pojawiało się regularnie w standardowej, wyprostowanej pozycji stojąc na pionowej ścianie wspinaczkowej, ale zanikało, gdy nachylenie ściany wymuszało pozycję zwieszoną. Autorzy wykorzystali także niestandardowe (jak na pomiary APA) przyrządy pomiarowe, którymi były przetworniki siły. Do i Yiou (1999), Shiratori i Latash (2000) oraz Ilmane i LaRue (2008) w swoim badaniach odwoływali się do sportu wykorzystując skomplikowane koordynacyjnie ruchy oraz unikatowe warunki środowiska do jeszcze dokładniejszej charakterystyki adaptacji mechanizmu.

Mała liczba publikacji i rozbieżne kierunki badań nie pozwalają na pełną charakterystykę dostosowania posturalnego w sporcie. Nie pozwalają także na określenie związku czasu jego występowania z długoletnim treningiem sportowym oraz efektywnością zawodnika. Ważne zatem jest uzupełnienie obecnego stanu wiedzy o to, jak wieloletni trening sportowy wpływa na działanie antycypacyjnego dostosowania posturalnego wśród wyczynowych sportowców i czy APA podatne jest na zmianę, typowych w walce sportowej, warunków wykonania zadania ruchowego. Warto także poszerzyć podejmowane kierunki badań o udział profesjonalnej, sportowej populacji oraz dobraną do niej grupę kontrolną.

2. Cel pracy i hipotezy badawcze

Celem pracy jest określenie wpływu warunków wykonania (własne tempo, reakcja na bodziec), pozycji wyjściowej (szerokość płaszczyzny podparcia) oraz celu i jego wielkości na czas występowania antycypacyjnego dostosowania posturalnego w wypadzie szermierczym w dwóch grupach o różnym poziomie umiejętności wykonania wypadu.

Pytania badawcze

1. Czy czas występowania APA jest uzależniony od umiejętności wykonania wypadu szermierczego?
2. Jak zmienia się czas występowania APA w zmienionej pozycji wyjściowej zawodnika (odległość pomiędzy stopami)?
3. Jak zmienia się czas wystąpienia APA w zależności od różnych warunków realizacji zadania ruchowego (wypad na własne tempo, wypad na bodziec prosty oraz złożony)?
4. Czy występuje efekt skalowania czasu występowania APA względem współczynnika trudności zadania zgodnie z zasadą wymienności szybkości i dokładności ruchów?

Hipotezy badawcze

1. APA będzie zależne od umiejętności wykonania wypadu szermierczego i będzie występowało później u szermierzy niż u osób nietrenujących.
2. Zmiana szerokości pola podparcia nie będzie miała wpływu na czas występowania APA.
3. Czas występowania APA będzie zbliżony w warunkach wypadu na własne tempo oraz reakcji złożonej. W zadaniu wymagającym odpowiedzi na bodziec prosty czas pomiędzy wystąpieniem APA a rozpoczęciem ruchu zmniejszy się.
4. Czas występowania APA nie będzie skalował się względem współczynnika trudności.

3. Materiał i metody badawcze

3.1. Materiał badań

W badaniach uczestniczyło 8 czynnych szermierzy (szpadzistek) oraz 10 studentek AWF Katowice, zaznajomionych z techniką wykonania wypadu (opis procedury w następnym podrozdziale) (tabela 3). Uczestniczki zostały poinformowane o celu i sposobie wykonania badań oraz wyraziły na nie pisemną zgodę. W każdej chwili badana mogła zrezygnować z udziału w projekcie bez podania przyczyny. Badania zostały wykonane w Pracowni Kinezylogii w Akademii Wychowania Fizycznego im. J. Kukuczki w Katowicach oraz COS Spała. Eksperyment został prowadzony w ramach grantu pt. „Wpływ umiejętności specjalnych na proces kontroli utrzymania równowagi ciała zawodników wybranych dyscyplin sportu”, na który uzyskano zgodę Komisji Bioetycznej nr 3/2014 z dnia 5 grudnia 2014.

Tabela 3. Charakterystyka grupy badanej (średnia \pm odchylenie standardowe)

	Szpadzistki	Grupa kontrolna
N	8	10
Wiek [lata]	21,75 \pm 3,27	21,4 \pm 0,8
Wysokość ciała [cm]	173,56 \pm 10,49	161,7 \pm 6,07
Masa [kg]	64,81 \pm 8,62	58,49 \pm 6,3

Kryteria włączenia do grupy szpadzistek:

- minimum klasa mistrzowska krajowa w szermierce (wg Polskiego Związku Szermierczego),
- systematyczny udział we współzawodnictwie w kategorii junior, młodzieżowiec lub senior (4 turnieje lub więcej w sezonie 2017/2018),
- świadoma i dobrowolna zgoda na udział w badaniu wyrażona w formie pisemnej.

Kryteria wyłączenia z grupy szpadzistek:

- uprawianie innej broni tj. floret lub szabla,
- urazy aparatu ruchu przebyte w ostatnim roku.

Kryteria włączenia do grupy kontrolnej:

- płeć żeńska,
- studentki AWF Katowice kierunku Wychowanie Fizyczne,
- udział w treningu zaznajamiającym z techniką wypadu szermierczego.

Kryteria wyłączenia z grupy kontrolnej:

- opuszczenie jednej lub więcej jednostek treningowych zaznajamiającej z techniką wypadu,
- zawodnicze lub amatorskie doświadczenie w uprawianiu szermierki,
- urazy aparatu ruchu przebyte w ostatnim roku.

3.2. Metody badawcze

W pracy zastosowano metodę obserwacji bezpośredniej uczestniczącej oraz metodę eksperymentalną. Antycypacyjne dostosowanie posturalne wyznaczano za pomocą dwóch urządzeń pomiarowych: elektromiografu oraz platform dynamograficznych.

Elektromiograf

Do pomiaru aktywności bioelektrycznej mięśni wykorzystano bezprzewodowe EMG model Telemyo DTS Desk Receiver (Noraxon) wraz z oprogramowaniem do obróbki i analizy sygnału MyoResearch. Elektrody zostały umieszczone na mięśniu piszczelowym przednim (*łac. tibialis anterior- TA*) i płaszczkowatym (*łac. soleus- SOL*) obu kończyn dolnych badanego zgodnie z europejską instrukcją SENIAM. Dobór mięśni odbył się na podstawie analizy publikacji z zakresu dostosowania posturalnego w ruchach całego ciała, które wymuszają zmianę płaszczyzny podparcia, takich jak wykonanie kroku, skok czy sięganie stopą do celu (Lepers i Brenière, 1995; Le Pellec i Maton, 2000; Aloraini i wsp., 2019) oraz badań aktywności bioelektrycznej mięśni podczas wypadu szermierczego (Borysiuk i wsp., 2014).

Zapis widma sygnału EMG został wygładzony poprzez zastosowanie algorytmu RMS w oknie czasowym o szerokości 5 ms oraz filtra pasmowo przepustowego o częstotliwościach odcięcia 10-500 Hz. Pomiar był wykonywany z częstotliwością próbkowania 1500 Hz.

Platforma dynamograficzna

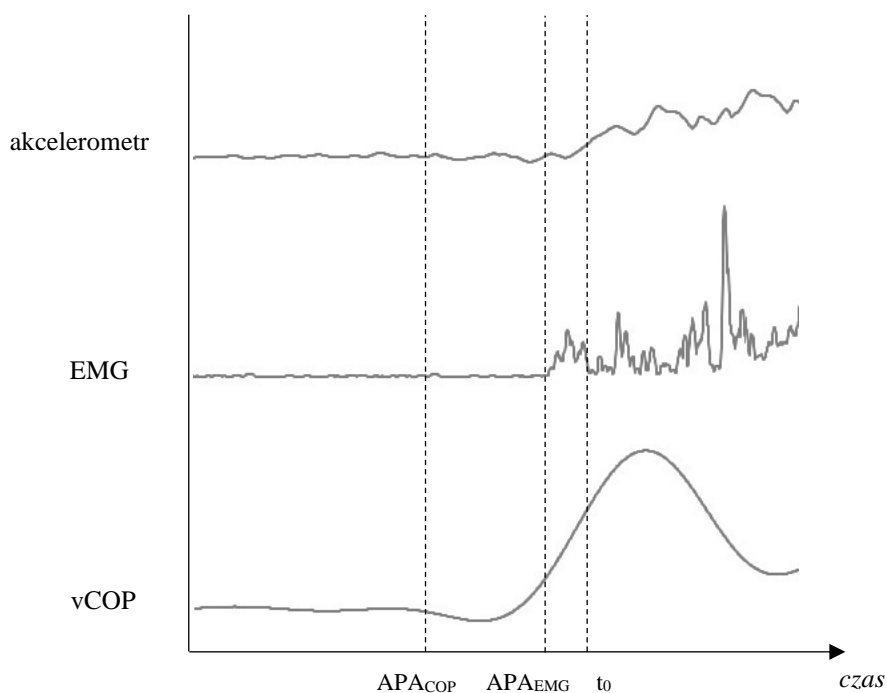
Do rejestracji przemieszczenia nacisku punktu przyłożenia wypadkowej siły reakcji podłoża (COP) użyto dwóch platform dynamograficznych model AccuGait (AMTI) o częstotliwości próbkowania 100 Hz. Pięta stopy wykroczonej oraz pięta stopy zakroczonej były ustawiane stycznie do linii wyznaczających szerokość płaszczyzny poparcia (rycina 3). Czas pojedynczego pomiaru wynosił 200 s i był wystarczający, aby zarejestrować wymaganą liczbę powtórzeń.

W pracy analizowano wypadkowy sygnał COP z dwóch platform. Antycypacyjne dostosowanie posturalne było wyznaczane na podstawie chwilowej prędkości sygnału COP w płaszczyźnie strzałkowej (vCOP). Dane zostały przefiltrowane dolnoprzepustowym filtrem Butterwortha o częstotliwości granicznej 7 Hz. Sygnały z obu platform zostały sprzężone przy pomocy modułu analogowego model USB-1616FS (Measurement Computing).

Akcelerometr

Badania własne kinematyki wypadu ujawniły, że wypad szermierczy wśród szpadzistek rozpoczyna się od uniesienia nadgarstka ręki uzbrojonej (Szczygiół i wsp., 2016). Wyniki te są spójne z wynikami innych autorów, którzy wykazali, że wypad rozpoczyna się od wyprostu ręki uzbrojonej (Gutiérrez-Dávila i wsp. 2013a; Stewart i Kopetka, 2005). Dlatego też początek ruchu badanej, oznaczony jako t_0 , rejestrowany był bezprzewodowym akcelerometrem 3D (Noraxon), który umieszczono na nadgarstku ręki uzbrojonej. Na podstawie zapisu przyspieszeń w trzech kierunkach obliczono i znormalizowano wartości wypadkowego przyspieszenia. Za początek ruchu przyjmowano punkt, w którym wartość przyspieszenia przekraczała $\pm 2,5$ SD od wartości średniej przyspieszenia nadgarstka i utrzymywała się przez co najmniej 25 ms. W przypadku wyznaczenia t_0 średnia wyliczana była z zakresu 1300-1000 ms przed miejscem, które zdaniem badacza odpowiadało początkowi ruchu.

Wszystkie urządzenia pomiarowe wykorzystane w pracy zostały zsynchronizowane z wykorzystaniem programu MaxPro wersja 1.6.1.5. (Innovision-systems Inc.) (rycina 2).



Rycina 2. Przykładowy przebieg przyspieszenia (akcelerometr), aktywności bioelektrycznej mięśnia piszczelowego przedniego (EMG) oraz prędkości COP (vCOP) wraz z wyznaczonym początkiem ruchu (t_0) oraz początkiem antycypacyjnego dostosowania posturalnego (APA_{EMG} i APA_{COP}).

Obliczenia wykonane w pracy zostały zaimplementowane w środowisku MatLab wersja R2017b (The MathWorks). Analizowane zmienne i sposób ich wyznaczenia zostały przedstawione w tabeli 4.

Tabela 4. Charakterystyka badanych zmiennych

	Zmienna	Sposób wyznaczenia
APA_{EMG}	czas wystąpienia antycypacyjnego dostosowania posturalnego wyliczanego na podstawie aktywności bioelektrycznej mięśni [s]	wartość EMG przekracza $\pm 2,5$ SD w przedziale do -250 ms przed t_0 w stosunku do średniej liczonej w przedziale -1300 do 1000 ms przed t_0
APA_{COP}	czas wystąpienia antycypacyjnego dostosowania posturalnego wyliczanego na podstawie vCOP [s] w płaszczyźnie AP	moment rozpoczęcia ruchu w tył bezpośrednio poprzedzający t_0 mieszczący się w przedziale do -250 ms przed t_0
EPA_{COP}	czas wystąpienia wczesnego dostosowania posturalnego wyliczanego na podstawie vCOP [s] w płaszczyźnie AP	moment rozpoczęcia ruchu w tył bezpośrednio poprzedzający t_0 mieszczący się w przedziale -1000 do -250 ms przed t_0

Dodatkowe obliczenia

W próbach ze zmienną wielkością i odległością od celu (procedura badawcza- część 2) stopień trudności zadania określał współczynnik trudności (WT) wyliczony na podstawie równania (Fitts, 1954):

$$WT = \log_2\left(\frac{2A}{W}\right), \text{ gdzie:}$$

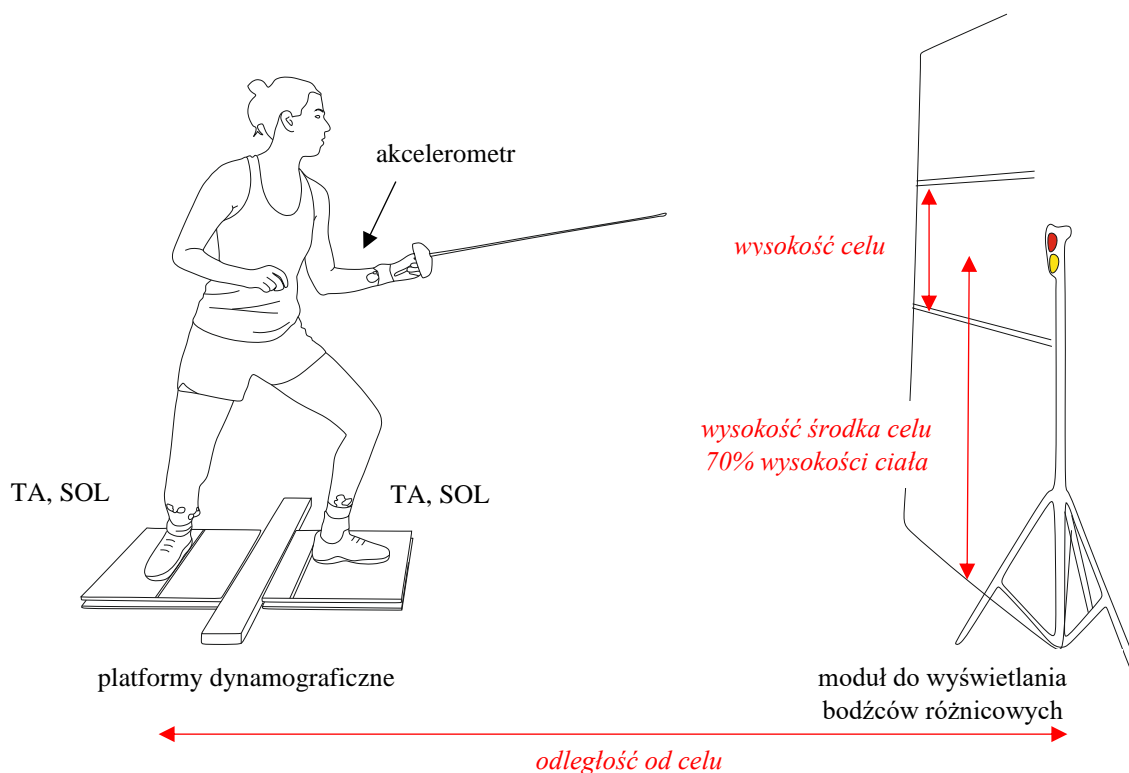
A – oznacza amplitudę ruchu (odległość stopy zakrojonej badanego od celu),

W- wysokość celu.

Stanowisko badawcze

Ustawienie platform dynamograficznych umożliwiło badanym ustawienie stopy wykrojonej i zakrojonej, odpowiednio na przedniej i tylnej platformie (rycina 3). Przestrzeń pomiędzy platformami została wypełniona belką o grubości zgodnej z grubością platform. Bezpieczne podłoże do trafienia zapewniał materac, na którym umieszczono cel o wysokości 10 lub 50 cm w zależności od warunków pomiarowych. Szerokość celu była stała i ograniczona jedynie skrajnymi brzegami materaca, a wyznaczony indywidualnie dla każdego środek celu umieszczony został na wysokości 70% wysokości ciała badanego. Indywidualizacji podlegała także odległość od celu i stanowiła 150% wysokości ciała badanego (Gutiérrez-Dávila i wsp.,

2014). Pomiar odległości od materaca odbywał się względem palców stopy zakroczej. Poza podstawowymi urządzeniami pomiarowymi, stanowisko badawcze zostało wyposażone także w moduł z możliwością emitowania bodźców świetlnych w dwóch kolorach- czerwonym i żółtym. Badania były prowadzone z wykorzystaniem szpady sportowej o długości klingi 90 cm.



Rycina 3. Konfiguracja stanowiska badawczego (TA- elektrody EMG na mięśniu piszczelowym przednim, SOL- elektrody EMG na mięśniu płaszczkowatym) oraz wymiarów określających położenie celu w przestrzeni (informacje w kolorze czerwonym).

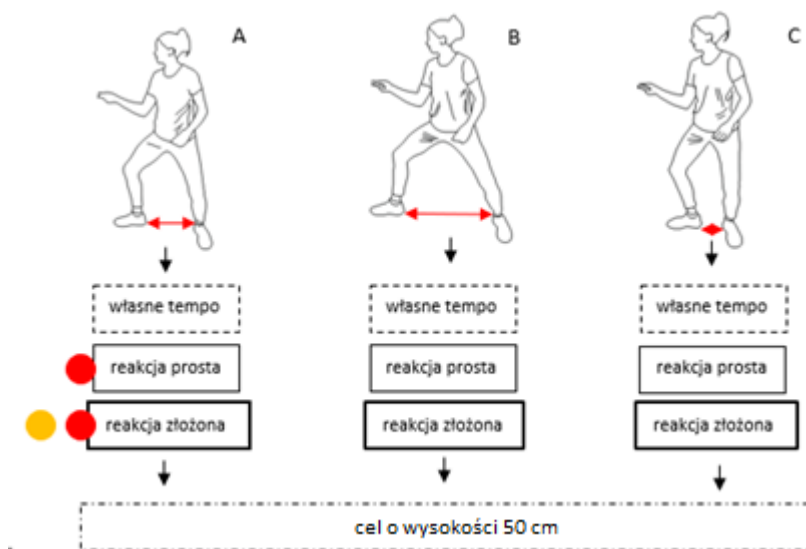
Procedura badawcza

Badanie rozpoczynało się od określenia preferowanego ustawienia stóp w postawie szermierczej. Polegało ono na trzykrotnym pomiarze odległości między piętami badanej w płaszczyźnie strzałkowej w naturalnej (wygodnej) dla zawodniczki postawie szermierczej. Następnie badana przystępowała do standardowej, 5-minutowej rozgrzewki.

Część 1

Każdorazowo celem badanych było wykonanie pchnięcia prostego z wypadem w zadany cel jak najszybciej potrafi. W pierwszej części eksperymentu badana wykonywała pchnięcie proste z wypadem trafiając w cel o wysokości 50 cm ze swojej preferowanej postawy

szermierczej (A), z postawy, w której odległość pomiędzy piętami badanej została zwiększona o 20% od postawy preferowanej (B), oraz z postawy o zmniejszonej odległości pomiędzy piętami o 20% (C). We wszystkich trzech przypadkach ułożenia stóp, badana wykonywała pchnięcie w warunkach na własne tempo, reakcji prostej oraz reakcji złożonej (rycina 4). Kolejność występowania poszczególnych warunków była randomizowana.



Rycina 4. Schemat przedstawiający pierwszą część eksperymentu.

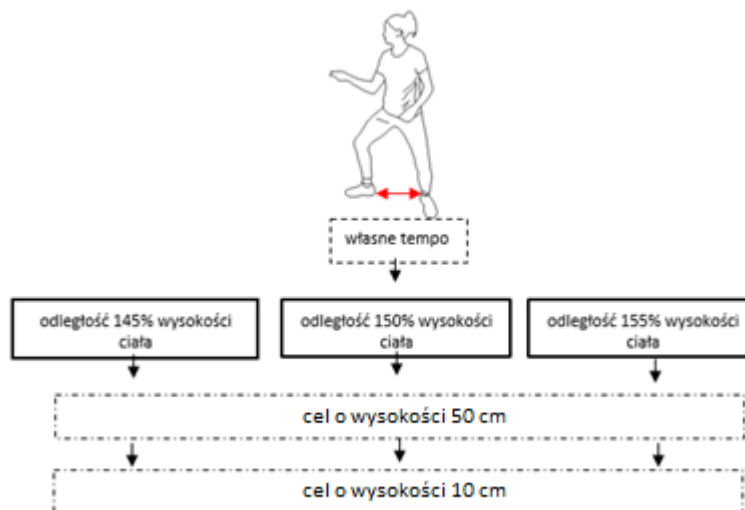
Sygnalem do rozpoczęcia pchnięcia z wypadem w warunkach reakcji prostej był sygnał świetlny w kolorze czerwonym, a w warunkach reakcji złożonej- w kolorze żółtym. Zapalenie lampy czerwonej podczas odpowiedzi złożonej było sygnałem do opuszczenia kończyny górnej uzbrojonej.

Badane wykonały 10 powtórzeń natarcia z wypadem w każdym warunkach, przy czym podczas reakcji złożonej wyświetlonych zostało 20 bodźców, 10 w kolorze czerwonym i 10 w kolorze żółtym. Próba uznawana była za błędną, kiedy badana nie trafiła w cel lub źle zareagowała. Kolejność wyświetlania sygnałów w warunkach reakcji złożonej była losowa, a próby wykonane błędnie były powtarzane aż do momentu, w którym uzyskano 10 poprawnych powtórzeń. Próby niecelne nie były rejestrowane.

Część 2

Do drugiej części eksperymentu przystąpiła jedynie grupa szpadzistek. Zawodniczki wykonały po 10 pchnięć prostych z wypadem z postawy preferowanej w warunkach na własne tempo do celu o wysokości 50 cm i 10 cm z trzech różnych odległości odpowiadających kolejno 145%, 150% oraz 155% ich wysokości ciała (rycina 5). Kolejność występowania

poszczególnych warunków podlegała randomizacji. Nie powtórzono próby z odległości 150% wysokości ciała do celu o wysokości 50 cm, która występowała w pierwszej części eksperymentu.



Rycina 5. Schemat przedstawiający drugą część eksperymentu.

Procedura przygotowania grupy kontrolnej

W celu nabycia umiejętności wykonania pchnięcia prostego z wypadem, grupa kontrolna uczestniczyła w trzech 30-minutowych treningach prowadzonych przez trenera szermierki w AWF Katowice. Nauczanie wypadu szermierczego odbyło się zgodnie z przyjętą metodologią nauczania (Morys, 1987). Zajęcia odbywały się z wykorzystaniem szpady sportowej. Do badań zostały zakwalifikowane wszystkie studentki, które ukończyły szkolenie.

3.3. Metody statystyczne

Analiza danych obejmowała obliczenie podstawowych parametrów statystyki opisowej. Do oceny normalności rozkładu wykorzystano test Shapiro-Wilka, natomiast jednorodność wariancji stwierdzano testem Levene'a. Różnice w częstości występowania zjawiska APA_{COP} i EPA_{COP} w poszczególnych warunkach i grupach określono testem chi-kwadrat oraz dokładnym testem Fishera.

Do oceny różnic w czasie występowania dostosowania posturalnego pomiędzy badanymi grupami wykorzystano estymację przedziałową. Analiza wzajemnego położenia przedziałów ufności pozwoliła na wykluczenie czynnika grupującego w dalszej części analizy. Przyjęto, że jeśli przedziały ufności dla poziomu ufności ($P_{ufn.}=1-p$, 95%) nie pokrywają się, wtedy przyjmuje się, że w obrębie danej zmiennej występują różnice pomiędzy grupami. Zastosowanie analizy położenia przedziałów ufności w pierwszej części wyników pozwoliło uniknąć wpływu niewielkiej liczebności próby (elitarniej grupy) na istotność statystyczną wyników oraz uprościło ich prezentację (Hopkins i wsp., 2009).

W celu określenia wpływu różnych warunków reakcyjnych oraz zmiany pozycji na czas występowania dostosowania posturalnego przeprowadzono dwuczynnikową analizę wariancji z powtarzanymi pomiarami. Sprawdzono założenia sferyczności testem Mauchleya. Dla istotnych efektów głównych przeprowadzono analizę post-hoc Tukeya. Efekt skalowania czasu dostosowania posturalnego względem współczynnika trudności określono analizą korelacji rang Spearmana.

Poziom istotności statystycznej został przyjęty dla wartości $p<0,05$, a przedziały ufności dla 95%. Wszystkie obliczenia zostały wykonane w programie Statistica wersja 13.3 (TIBCO Software Inc.).

4. Wyniki badań i ich analiza

Analiza opracowanych wyników została przeprowadzona dla czasu występowania dostosowania posturalnego wyliczonego na podstawie zapisu z elektromiografu oraz platformy dynamograficznej niezależnie. W związku z dużym wstępnym napięciem mięśni kończyny dolnej zakroczej oraz mięśnia płaszczkowatego kończyny wykroczej, w pracy zaprezentowano jedynie wyniki związane z aktywnością mięśnia piszczelowego przedniego nogi wykroczej. Mięsień piszczelowy przedni, obok mięśni tułowia, jest jednym z najczęściej wybieranych mięśni w badaniach APA (De Wolf i wsp., 1998). Do analizy sygnału EMG włączono sześć z ośmiu badanych szpadzistek.

Wyniki badań przedstawiono w kolejności zgodnej z prezentowanymi hipotezami badawczymi. W pierwszej części tego rozdziału przedstawiono porównanie pomiędzy badanymi grupami. W drugiej części zaprezentowano wpływ zmiany warunków reakcyjnych oraz pozycji na czas występowania dostosowania posturalnego w obu badanych grupach oddzielnie wykorzystując dwuczynnikową analizę wariancji. W ostatniej części przedstawiono wyniki korelacji czasu występowania dostosowania posturalnego ze współczynnikiem trudności zadania, które odpowiadają na czwarte pytanie badawcze.

Dla usystematyzowania prezentacji uzyskanych wyników badań, konieczne będzie ponowne odwołanie się do literatury przedmiotu przytoczonej w podrozdziale 1.2 niniejszej pracy. W celu utrzymania równowagi i efektywnego wykonania ruchu dowolnego, centralny układ nerwowy wykorzystuje dwa mechanizmy- antycypacyjne dostosowanie posturalne (APA) oraz wczesne dostosowanie posturalne (EPA). Zarówno APA, jak i EPA są nakładającymi się na siebie elementami kontroli typu *feed-forward*, które rozróżnia cel i czas występowania względem inicjacji ruchu dowolnego. Klasyczny przedział występowania APA określa się jako -250 ms do 0 ms, natomiast EPA od -1000 ms do -250 ms przed wykonaniem ruchu. Granica takiego podziału jest jednak umowna (Rozdział 1.2).

Choć czasy uzyskane z analizy aktywności mięśnia piszczelowego przedniego każdorazowo mieściły się w klasycznym dla APA przedziale czasu (-250 do -0 ms), to wyniki uzyskane na podstawie analizy sygnału COP wykazały znaczne zróżnicowanie, często występując w przedziale czasu zarezerwowanym dla wczesnego dostosowania posturalnego (-1000 do -250 ms). W celu określenia różnicy w częstości występowania zjawiska APA_{COP} i EPA_{COP} pomiędzy badanymi grupami wykonano test niezależności Chi-kwadrat. Szczegółowe wyniki testu zawiera tabela 5.

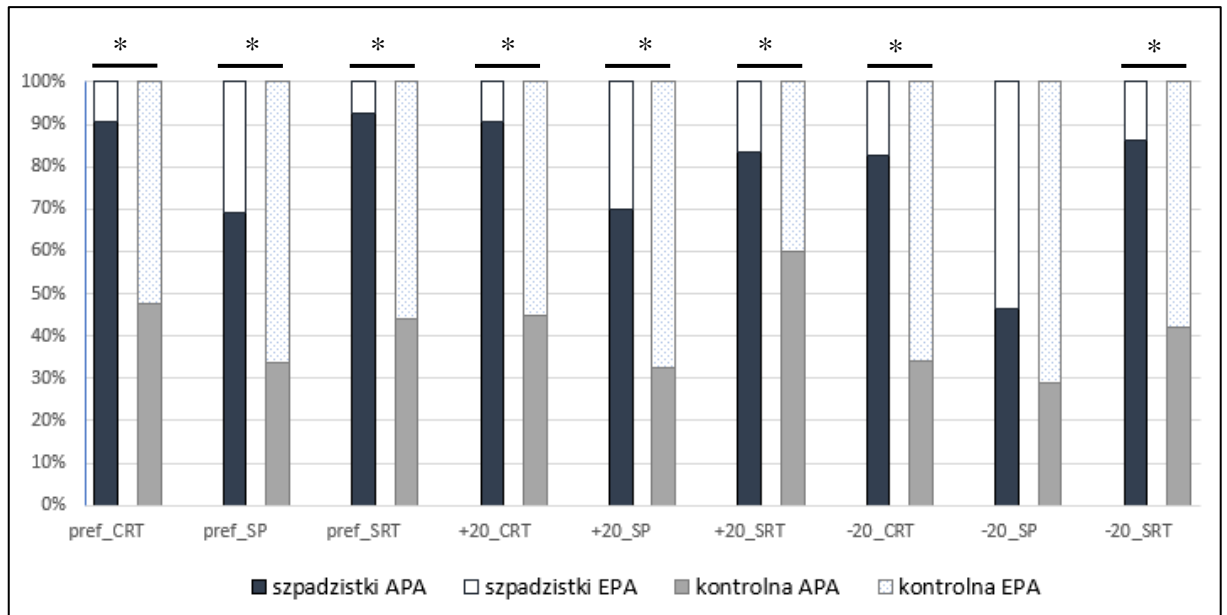
Tabela 5. Wyniki testu Chi-kwadrat dla zmiennej APA_{COP} we wszystkich warunków eksperymentalnych w grupie szpadzistek i kontrolnej

Warunek	Procent całości		Chi-kwadrat	p
	Szpadzistki	Kontrolna		
pref_CRT	46,91%	53,09%	34,41	< 0,001*
pref_SP	47,13%	52,87%	19,37	< 0,001
pref_SRT	49,38%	50,62%	43,88	< 0,001*
+20_CRT	48,34%	51,66%	35,31	< 0,001*
+20_SP	49,66%	50,34%	20,60	< 0,001
+20_SRT	44,79%	55,22%	10,77	0,001
-20_CRT	48,49%	51,52%	39,50	< 0,001
-20_SP	49,27%	50,74%	4,33	0,037
-20_SRT	48,19%	51,81%	35,13	< 0,001

* wartość p skorygowana testem dwustronnym dokładnym Fischera ze względu na małą liczebność

Legenda: pref_CRT- pozycja preferowana i reakcja złożona, pref_SP- pozycja preferowana i własne tempo, pref_SRT- pozycja preferowana i reakcja prosta, +20_CRT- pole podparcia powiększone o 20% i reakcja złożona, +20_SP- pole podparcia powiększone o 20% i własne tempo, +20_SRT- pole podparcia powiększone o 20% i reakcja prosta, -20_CRT- pole podparcia pomniejszone o 20% i reakcja złożona, -20_SP- pole podparcia pomniejszone o 20% i własne tempo, -20_SRT- pole podparcia pomniejszone o 20% i reakcja prosta

Częstość występowania APA_{COP} i EPA_{COP} istotnie różniły się pomiędzy badanymi grupami we wszystkich warunkach reakcyjnych w postawie preferowanej (pref_CRT, pref_SP, pref_SRT) oraz, gdy odległość pomiędzy stopami badanego była zwiększona (+20_CRT, +20_SP, +20_SRT), jak i w warunkach reakcji prostej i złożonej w postawie, gdzie odległość pomiędzy stopami badanego była zmniejszona (-20_CRT, -20_SRT). Nieistotna różnica została wykazana jedynie w warunkach wykonania zadania na własne tempo w pozycji ze zmniejszoną odległością pomiędzy stopami (-20_SP).



Rycina 6. Procentowy rozkład występowania dwóch mechanizmów kontroli wyprzedzającej (APA_{COP} i EPA_{COP}) w stosunku do wszystkich wykonanych powtórzeń w danym warunku w grupie szpadzistek i grupie kontrolnej.

Legenda: pref_CRT- pozycja preferowana i reakcja złożona, pref_SP- pozycja preferowana i własne tempo, pref_SRT- pozycja preferowana i reakcja prosta, +20_CRT- pole podparcia powiększone o 20% i reakcja złożona, +20_SP- pole podparcia powiększone o 20% i własne tempo, +20_SRT- pole podparcia powiększone o 20% i reakcja prosta, -20_CRT- pole podparcia pomniejszone o 20% i reakcja złożona, -20_SP- pole podparcia pomniejszone o 20% i własne tempo, -20_SRT- pole podparcia pomniejszone o 20% i reakcja prosta

Porównanie obu grup w zakresie procentowego udziału APA_{COP} i EPA_{COP} w poszczególnych warunkach, wskazuje na przeważający udział APA_{COP} w grupie szpadzistek wahający się od 68,2% do 92,5% (poza warunkiem -20_SP). Odwrotną tendencję wykazuje grupa kontrolna, w której EPA_{COP} występowało częściej utrzymując się na poziomie od 52,3% do 71% (poza warunkiem +20_SRT) (rycina 6).

W związku z istotnymi różnicami w ilościowym rozkładzie APA_{COP} i EPA_{COP} pomiędzy grupami oraz innym charakterem występowania obu mechanizmów, przedstawienie wyników mieszczących się jedynie w przedziale od -250 do 0 ms nie wykazałoby faktycznych zależności pomiędzy grupami i ograniczyło możliwości wnioskowania. Analiza wyników uzyskanych z platformy dynamograficznej została przedstawiona więc uwzględniając przedział czasowy dla APA_{COP} i EPA_{COP} łącznie (-1000 ms do 0 ms w odniesieniu do początku ruchu). Analiza wyników uzyskanych dla sygnału COP dla przedziału czasowego od -250 do 0 ms została wykonana i przedstawiona jako załącznik nr 2 w aneksie.

Pomimo wyznaczenia dwóch zmiennych na podstawie analizy sygnału COP (EPA_{COP} i APA_{COP}) (tabela 4), w celu zachowania jednolitej terminologii podczas prezentacji wyników, wszystkie zmiany w przebiegu prędkości COP występujące do 1000 ms przed t_0 będą analizowane razem i określane mianem antycypacyjnego dostosowania posturalnego (APA_{COP}). Nazewnictwo to będzie stosowane konsekwentnie w całym rozdziale „Wyniki

badań i ich analiza”. Podobny zabieg zastosowano w pracach Sun i współautorzy (2015), Uemura i współautorzy (2012) oraz Mizusawa i współautorzy (2017).

4.1. Wpływ umiejętności wykonania wypadu szermierczego na czas występowania APA

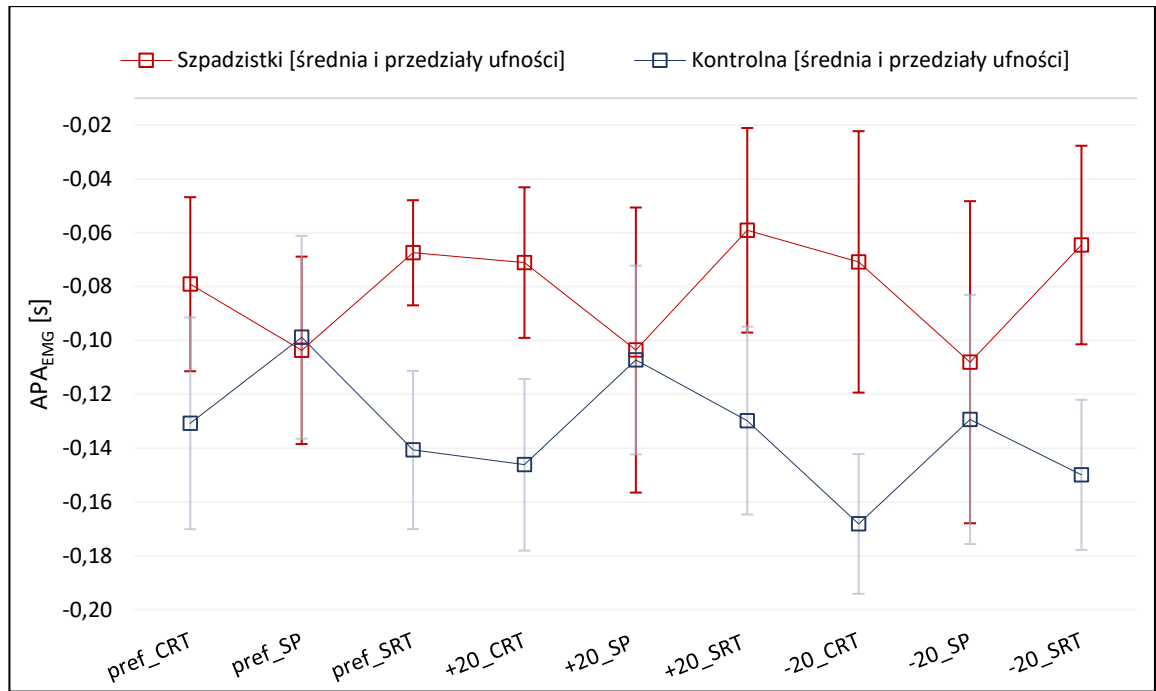
Dostosowanie posturalne wśród szpadzistek zostało zarejestrowane w zmiennych warunkach reakcyjnych (reakcja złożona, własne tempo, reakcja prosta) oraz w zmienionej pozycji wyjściowej (preferowanej, zwiększone i zmniejszonej o 20% od preferowanej). Uzyskane wyniki zostały porównane z grupą kontrolną. Statystyka opisowa zmiennej APA_{EMG} w obu grupach badanych przedstawiona została w tabelach 22 i 23 (aneks, załącznik 1), a zmiennej APA_{COP} w tabeli 24 i 25 (aneks, załącznik 1).

Wyniki analizy wzajemnego położenia przedziałów ufności dla zmiennej APA_{EMG} zostały zamieszczone w tabeli 6.

Tabela 6. Przedziały ufności dla zmiennej APA_{EMG} w grupie szpadzistek i kontrolnej

Warunek	Szpadzistki		Kontrolna		Różnica pomiędzy -95% szpadzistki a 95% kontrolna
	górny (95%)	dolny (-95%)	górny (95%)	dolny (-95%)	
pref_CRT	-0,047	-0,111	-0,091	-0,170	-0,020
pref_SP	-0,069	-0,138	-0,061	-0,136	-0,077
pref_SRT	-0,048	-0,087	-0,111	-0,170	0,024
+20_CRT	-0,043	-0,099	-0,114	-0,178	0,015
+20_SP	-0,051	-0,157	-0,072	-0,142	-0,084
+20_SRT	-0,021	-0,097	-0,095	-0,165	-0,002
-20_CRT	-0,022	-0,119	-0,142	-0,194	0,023
-20_SP	-0,048	-0,168	-0,083	-0,176	-0,085
-20_SRT	-0,028	-0,101	-0,122	-0,178	0,021

Legenda: dodatnie wartości różnicy pomiędzy dolnym przedziałem ufności szpadzistek oraz górnym przedziałem ufności w grupie kontrolnej oznaczają, że przedziały ufności nie zachodzą na siebie



Rycina 7. Średni czas występowania dostosowania posturalnego APA_{EMG} [s] w grupie szpadzistek i kontrolnej w różnych warunkach.

Legenda: pref_CRT- pozycja preferowana i reakcja złożona, pref_SP- pozycja preferowana i własne tempo, pref_SRT- pozycja preferowana i reakcja prosta, +20_CRT- pole podparcia powiększone o 20% i reakcja złożona, +20_SP- pole podparcia powiększone o 20% i własne tempo, +20_SRT- pole podparcia powiększone o 20% i reakcja prosta, -20_CRT- pole podparcia pomniejszone o 20% i reakcja złożona, -20_SP- pole podparcia pomniejszone o 20% i własne tempo, -20_SRT- pole podparcia pomniejszone o 20% i reakcja prosta, pionowe słupki oznaczają przedziały ufności

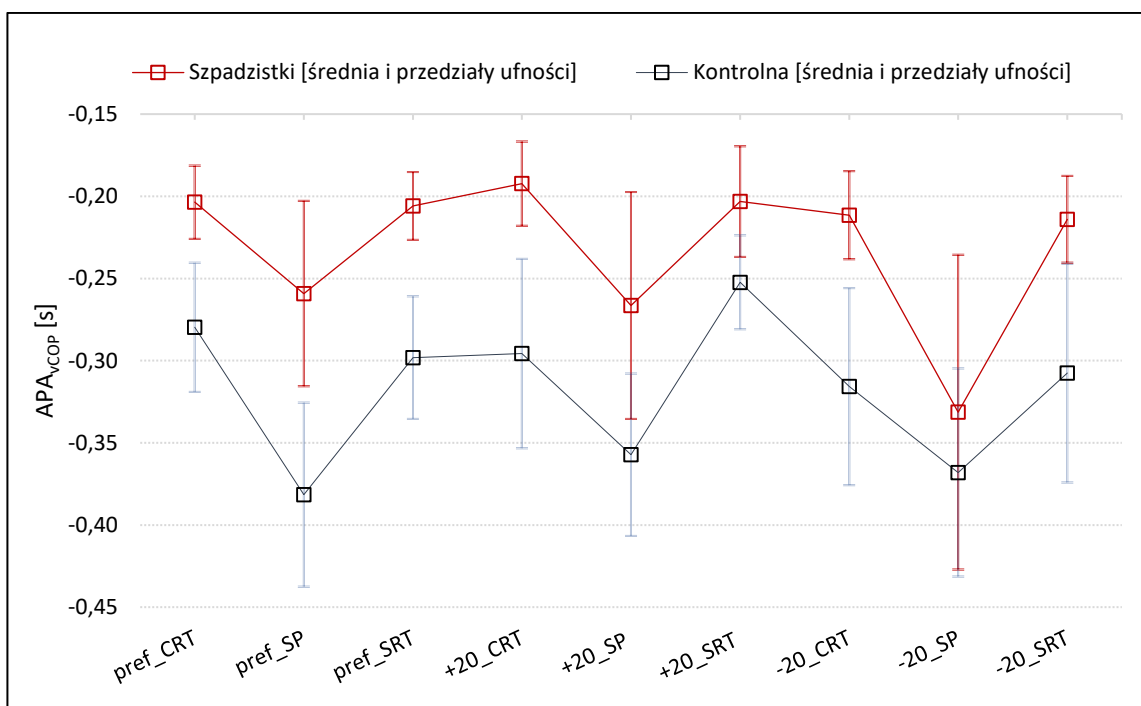
Dostosowanie posturalne rejestrowane za pomocą elektromiografii powierzchniowej występowało później w grupie szpadzistek niż w grupie kontrolnej z wyjątkiem warunku, gdzie badane wykonywały wypad na własne tempo z pozycji preferowanej (pref_SP). Na podstawie analizy wzajemnego położenia przedziałów ufności można z dużym prawdopodobieństwem przyjąć, że czasy występowania APA_{EMG} różnią się pomiędzy grupami w warunkach reakcji prostej w postawie preferowanej i zmniejszonej (pref_SRT, -20_SRT) oraz w warunkach reakcji złożonej w obu zmodyfikowanych pozycjach wyjściowych (+20_CRT, -20_CRT). Zauważalny jest trend zbliżania się do siebie średnich czasów wystąpienia APA w obu grupach w warunkach wykonania wypadu na własne tempo (rycina 7).

Wyniki analizy wzajemnego położenia przedziałów ufności dla zmiennej APA_{COP} zostały przedstawione w tabeli 7.

Tabela 7. Przedziały ufności dla zmiennej APA_{COP} w grupie szpadzistek i kontrolnej

Warunek	Szpadzistki		Kontrolna		Różnica pomiędzy -95% szpadzistki a 95% kontrolna
	górnny (95%)	dolny (-95%)	górnny (95%)	dolny (-95%)	
pref_CRT	-0,181	-0,226	-0,240	-0,319	0,015
pref_SP	-0,203	-0,316	-0,326	-0,438	0,010
pref_SRT	-0,185	-0,227	-0,261	-0,335	0,034
+20_CRT	-0,167	-0,218	-0,238	-0,353	0,020
+20_SP	-0,197	-0,335	-0,308	-0,407	-0,028
+20_SRT	-0,170	-0,237	-0,224	-0,281	-0,013
-20_CRT	-0,185	-0,238	-0,256	-0,376	0,018
-20_SP	-0,236	-0,427	-0,305	-0,431	-0,122
-20_SRT	-0,188	-0,240	-0,241	-0,374	0,001

Legenda: dodatnie wartości różnicy pomiędzy dolnym przedziałem ufności szpadzistek oraz górnym przedziałem ufności w grupie kontrolnej oznaczają, że przedziały ufności nie zachodzą na siebie



Rycina 8. Średni czas występowania dostosowania posturalnego APA_{COP} [s] w grupie szpadzistek i kontrolnej w różnych warunkach.

Legenda: pref_CRT- pozycja preferowana i reakcja złożona, pref_SP- pozycja preferowana i własne tempo, pref_SRT- pozycja preferowana i reakcja prosta, +20_CRT- pole podparcia powiększone o 20% i reakcja złożona, +20_SP- pole podparcia powiększone o 20% i własne tempo, +20_SRT- pole podparcia powiększone o 20% i reakcja prosta, -20_CRT- pole podparcia pomniejszone o 20% i reakcja złożona, -20_SP- pole podparcia pomniejszone o 20% i własne tempo, -20_SRT- pole podparcia pomniejszone o 20% i reakcja prosta, pionowe słupki oznaczają przedziały ufności

Dostosowanie posturalne rejestrowane za pomocą platformy dynamograficznej występowało później w grupie szpadzistek niż w grupie kontrolnej we wszystkich warunkach eksperymentalnych. Na podstawie analizy wzajemnego położenia przedziałów ufności można z dużym prawdopodobieństwem przyjąć, że czasy występowania APA_{COP} różnią się pomiędzy grupami we wszystkich warunkach reakcyjnych w pozycji preferowanej, oraz w warunkach reakcji złożonej w postawach zmodyfikowanych (+20_CRT, -20_CRT) jak i warunkach reakcji prostej w pozycji o zredukowanej płaszczyźnie podparcia (-20_SRT). Obie grupy wykazują podobną dynamikę zmian podczas kolejnych powtarzanych pomiarów. Wzrosty i spadki średniego czasu APA zachodzą analogicznie wśród szpadzistek i grupy kontrolnej sprawiając pozorne wrażenie, że w warunkach pozycji preferowanej i zwiększonej wykres przebiega równolegle. Choć trend ten utrzymuje się również w warunkach zredukowanej płaszczyzny podparcia, to w warunku -20_SP średni czas wystąpienia APA jest zbliżony. W obu grupach średnie APA występuje najwcześniej w warunkach wykonywania wypadu na własne tempo (rycina 8).

Warto zauważyć, że trend zmian zgodny jest w zmiennych APA_{COP} w obu grupach oraz APA_{EMG} w grupie szpadzistek. Inaczej kształtuje się jednak przebieg zmian APA_{EMG} w grupie kontrolnej.

4.2. Wpływ zmiany warunków wykonania zadania na czas występowania APA na podstawie sygnału EMG

4.2.1. Analiza dostosowania posturalnego w grupie szpadzistek na podstawie sygnału EMG

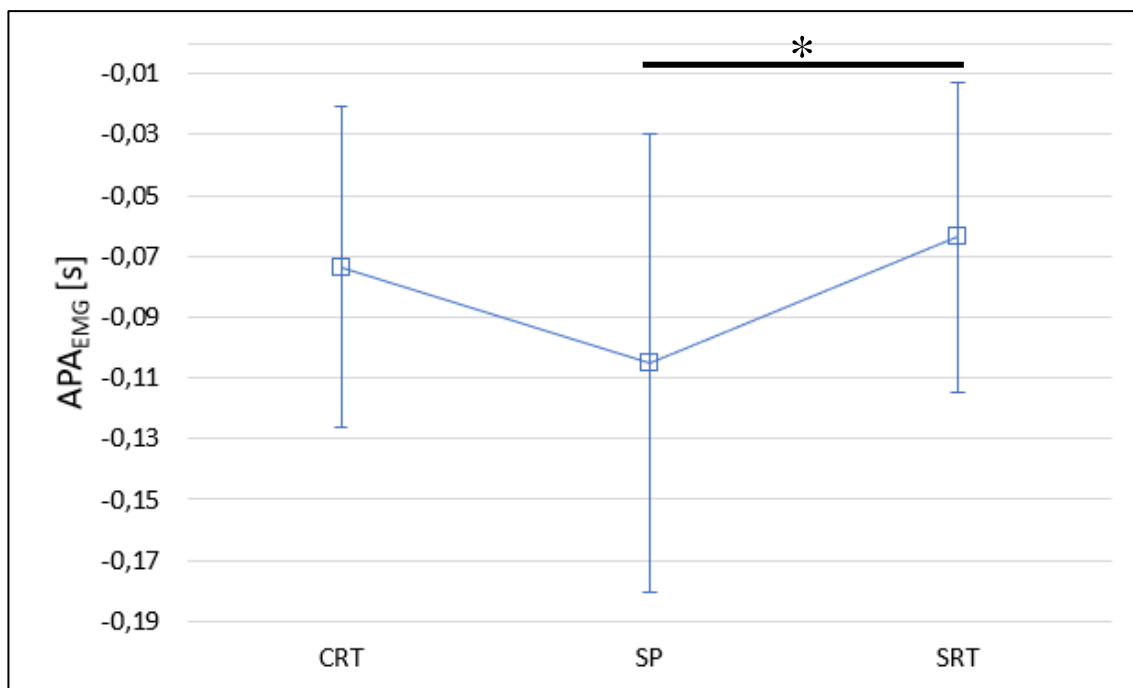
W analizie zapisu z elektromiografu wśród szpadzistek wykazano istotny wpływ warunków reakcyjnych na czas wystąpienia dostosowania posturalnego z mięśnia piszczelowego przedniego nogi wykroczonej. Efekt główny czynnika pozycja oraz efekt interakcji nie był istotny statystycznie. Szczegółowe wyniki przedstawia tabela 8.

Tabela 8. Wyniki ANOVA dla powtarzanych pomiarów (testy jednowymiarowe) dla zmiennej APA_{EMG} w grupie szpadzistek

	SS	Stopnie swobody	MS	F	p	Moc (alfa=0,05)
POZYCJA	0,00028	2	0,00014	0,17541	0,842	0,07
REAKCJA	0,01682	2	0,000841	4,48424	0,041	0,626
POZYCJA*REAKCJA	0,00029	4	0,000072	0,14654	0,962	0,074

Tabela 9. Wyniki testu post-hoc dla wpływu czynnika REAKCJA na zmienną APA_{EMG} w grupie szpadzistek

Reakcja	CRT	SP	SRT
CRT		0,124	0,774
SP	0,124		0,041
SRT	0,774	0,041	

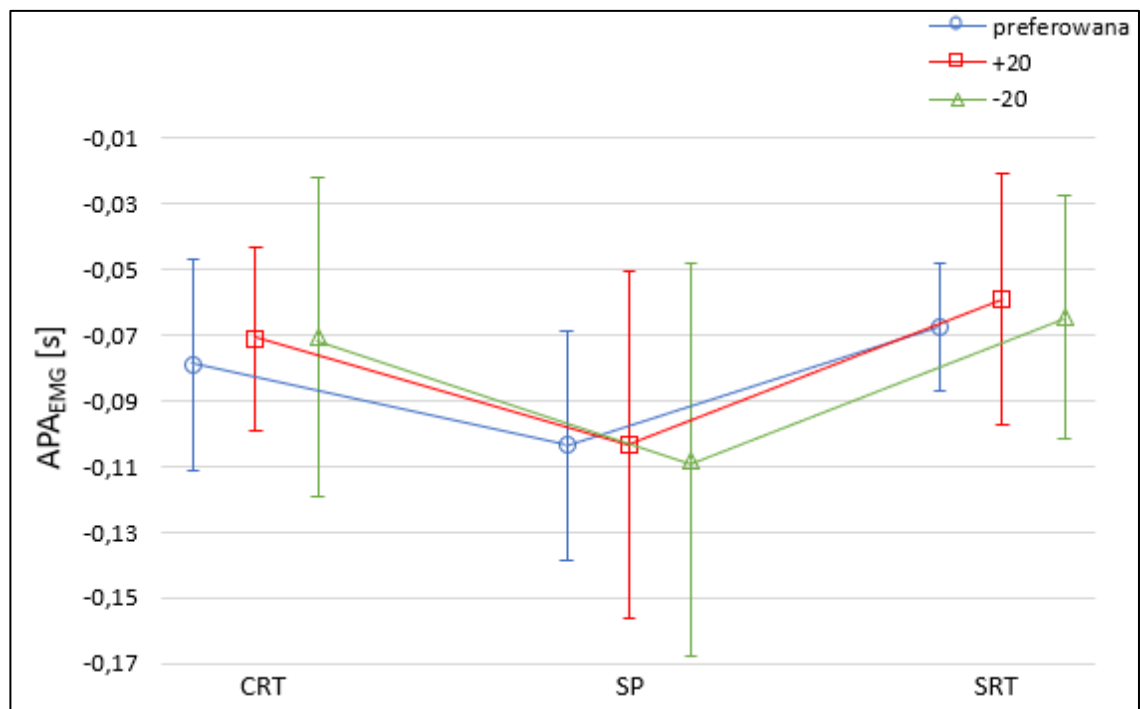


Rycina 9. Średni czas występowania APA_{EMG} [s] oraz przedziały ufności w grupie szpadzistek w warunkach reakcji złożonej (CRT), prostej (SRT) oraz na własne tempo (SP) niezależnie od pozycji wyjściowej.

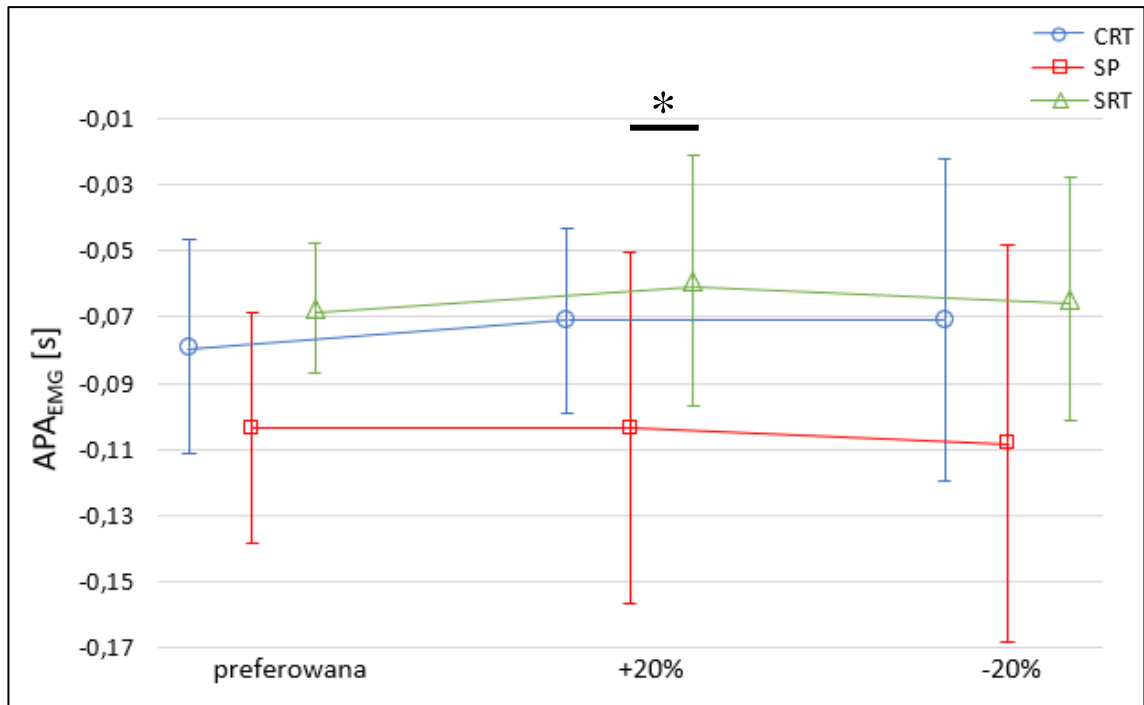
Analiza post-hoc wykazała istotne różnice pomiędzy czasem występowania APA w warunkach wykonania wypadu na własne tempo (SP) i w warunkach reakcji prostej (SRT) niezależnie od przyjętej pozycji wyjściowej ($p=0,41$). Czas występowania APA w warunkach reakcji złożonej (CRT) nie różnił się istotnie od pozostałych dwóch warunków reakcyjnych. APA występowało najwcześniej w warunkach na własne tempo i najpóźniej w warunkach reakcji prostej (rycina 9). Szczegółowe wyniki analizy post-hoc zostały umieszczone w tabeli 9.

Tabela 10. Wyniki testu post-hoc dla wpływu interakcji czynników REKACJA i POZYCJA na zmienną APA_{EMG} w grupie szpadzistek

Pozycja	Reakcja	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	pref CRT		0,610	0,990	0,999	0,615	0,812	0,999	0,406	0,961
2	pref SP	0,610		0,167	0,268	1,000	0,048	0,260	1,000	0,111
3	pref SRT	0,990	0,167		1,000	0,169	0,999	1,000	0,088	1,000
4	+20 CRT	0,999	0,268	1,000		0,272	0,988	1,000	0,150	1,000
5	+20 SP	0,615	1,000	0,169	0,272		0,049	0,263	1,000	0,112
6	+20 SRT	0,812	0,048	0,999	0,988	0,049		0,989	0,023	1,000
7	-20 CRT	0,999	0,260	1,000	1,000	0,263	0,989		0,144	1,000
8	-20 SP	0,406	1,000	0,088	0,150	1,000	0,023	0,144		0,056
9	-20 SRT	0,961	0,111	1,000	1,000	0,112	1,000	1,000	0,056	



Rycina 10. Średni czas występowania dostosowania posturalnego APA_{EMG} [s] oraz przedziały ufności w grupie szpadzistek w pozycji preferowanej, zwiększonej o 20% i zmniejszonej o 20% od pozycji preferowanej w różnych warunkach reakcyjnych.



Rycina 11. Średni czas występowania dostosowania posturalnego APA_{EMG} [s] oraz przedziały ufności w grupie szpadzistek w warunkach reakcji złożonej (CRT), prostej (SRT) i na własne tempo (SP) w trzech różnych pozycjach wyjściowych.

Na rycinie 11 przedstawiono istotne różnice pomiędzy zmiennymi korespondującymi. Przy zwiększonej płaszczyźnie podparcia (+20%) w grupie szpadzistek APA występowało istotnie wcześniej na własne tempo (SP) niż podczas reakcji prostej (SRT) ($p=0,049$) (rycina 10 i 11). W każdej z przyjętych pozycji wyjściowych APA występowało najwcześniej wykonując wypad na własne tempo (SP), następnie w warunkach reakcji złożonej (CRT) i najpóźniej w warunkach reakcji prostej (SRT). W pozycji preferowanej i o zmniejszonej płaszczyźnie podparcia nie zanotowano istotnych różnic. Szczegółowe wyniki analizy post-hoc zostały przedstawione w tabeli 10).

4.2.2. Analiza dostosowania posturalnego w grupie kontrolnej na podstawie sygnału EMG

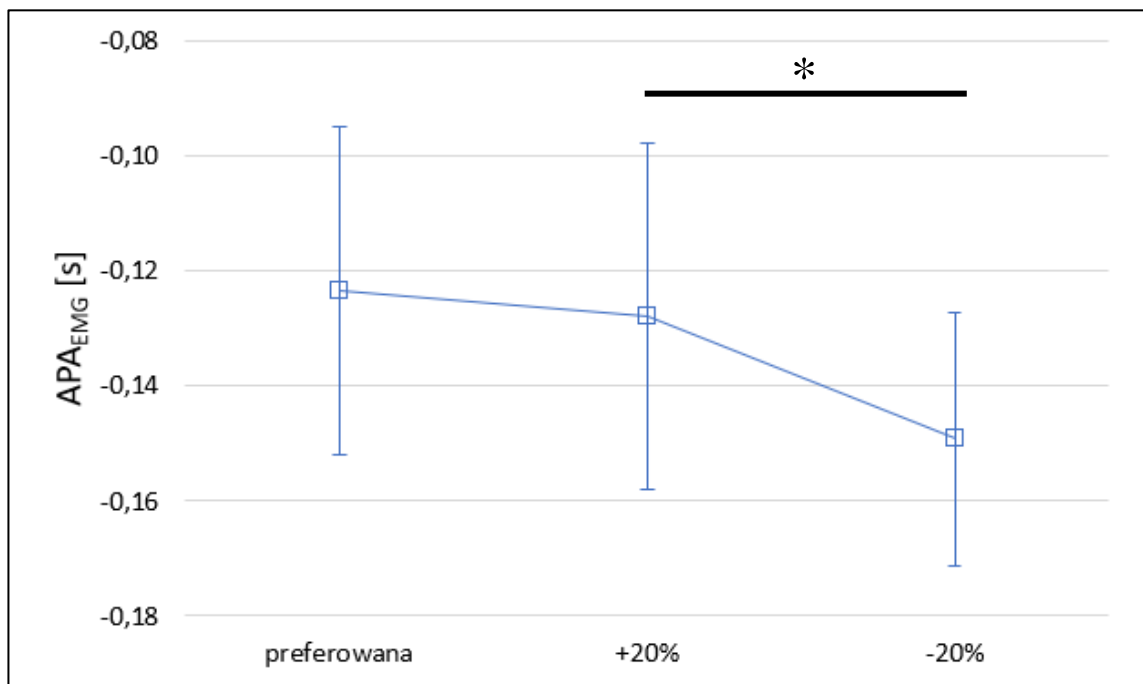
W analizie zapisu z elektromiografu w grupie kontrolnej wykazano istotny wpływ zarówno warunków reakcyjnych jak i pozycji wyjściowej na czas wystąpienia dostosowania posturalnego z mięśnia piszczelowego przedniego nogi wykroczonej. Efekt interakcji nie wykazał istotności statystycznej. Szczegółowe wyniki przedstawia tabela 11.

Tabela 11. Wyniki ANOVA dla powtarzanych pomiarów (testy jednowymiarowe) dla zmiennej APA_{EMG} w grupie kontrolnej

	SS	Stopnie swobody	MS	F	p	Moc (alfa=0,05)
POZYCJA	0,01138	2	0,00569	4,42725	0,027	0,685
REAKCJA	0,02207	2	0,01103	5,26767	0,016	0,764
POZYCJA*REAKCJA	0,00268	4	0,00067	0,65217	0,623	0,192

Tabela 12. Wyniki testu post-hoc dla wpływu czynnika POZYCJA na zmienną APA_{EMG} w grupie kontrolnej

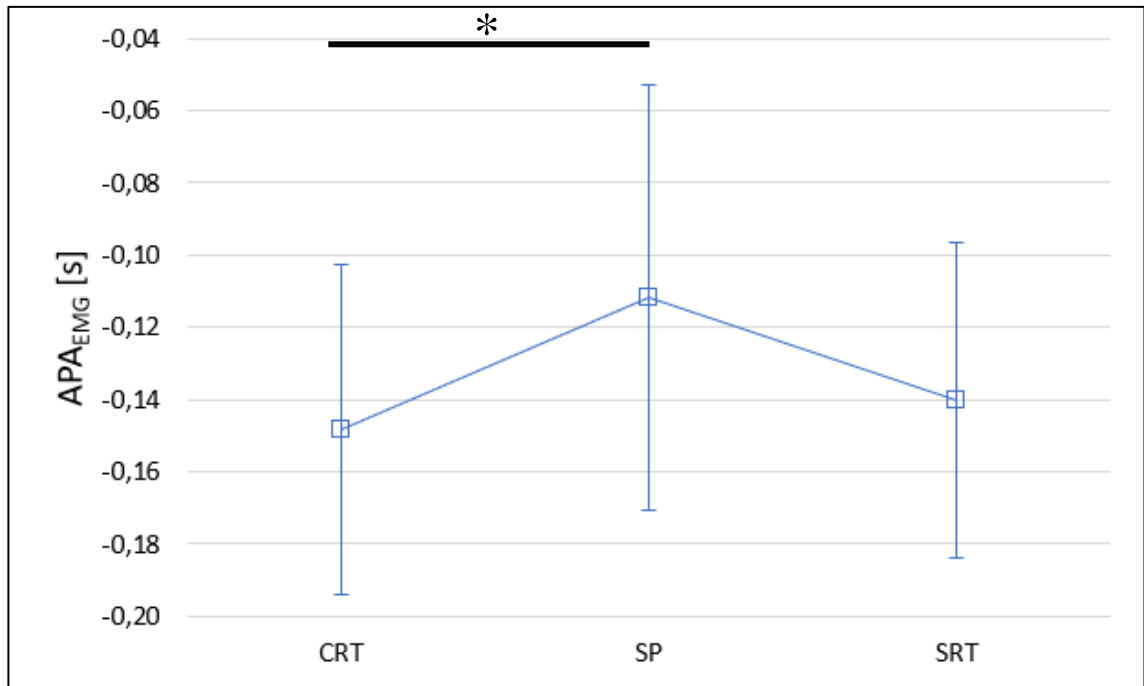
Pozycja	Pref	+20	-20
Pref		0,888	0,032
+20	0,888		0,080
-20	0,032	0,080	



Rycina 12. Średni czas występowania APA_{EMG} [s] oraz przedziały ufności w grupie kontrolnej w pozycji preferowanej, zwiększonej o 20% i zmniejszonej o 20% niezależnie od warunków reakcyjnych.

Tabela 13. Wyniki testu post-hoc dla wpływu czynnika REAKCJA na zmienną APA_{EMG} w grupie kontrolnej

Reakcja	CRT	SP	SRT
CRT		0,017	0,768
SP	0,017		0,068
SRT	0,768	0,068	

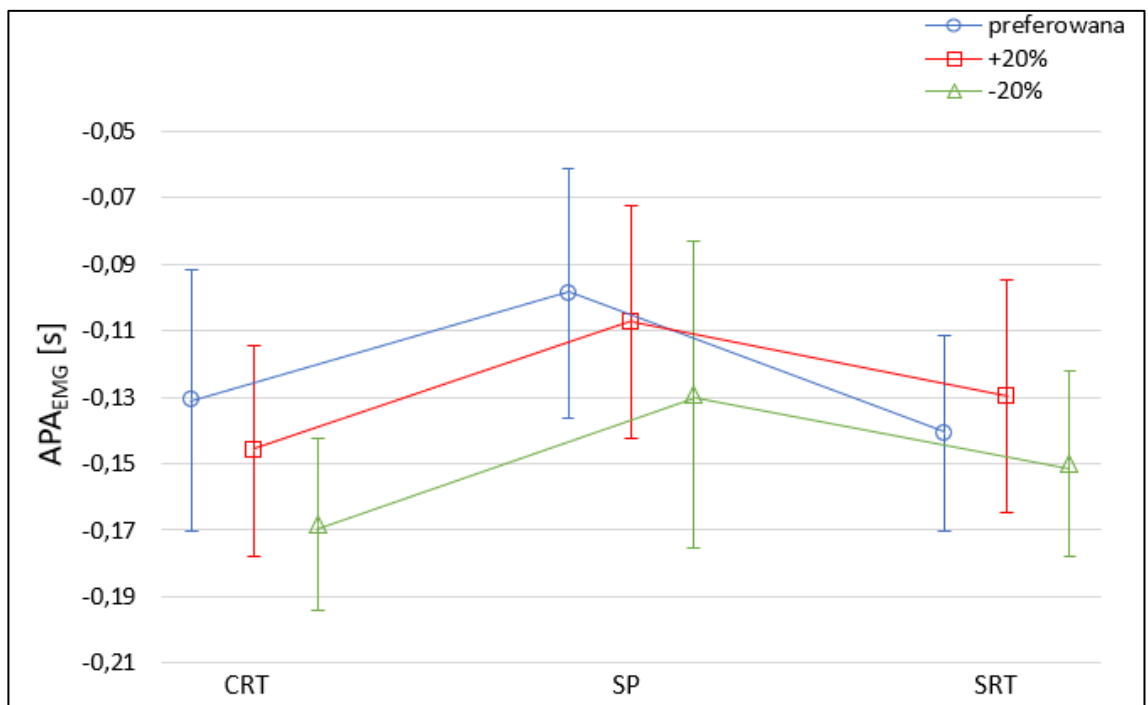


Rycina 13. Średni czas występowania APA_{EMG} [s] oraz przedziały ufności w grupie kontrolnej w warunkach reakcji złożonej (CRT), prostej (SRT) oraz na własne tempo (SP) niezależnie od pozycji wyjściowej.

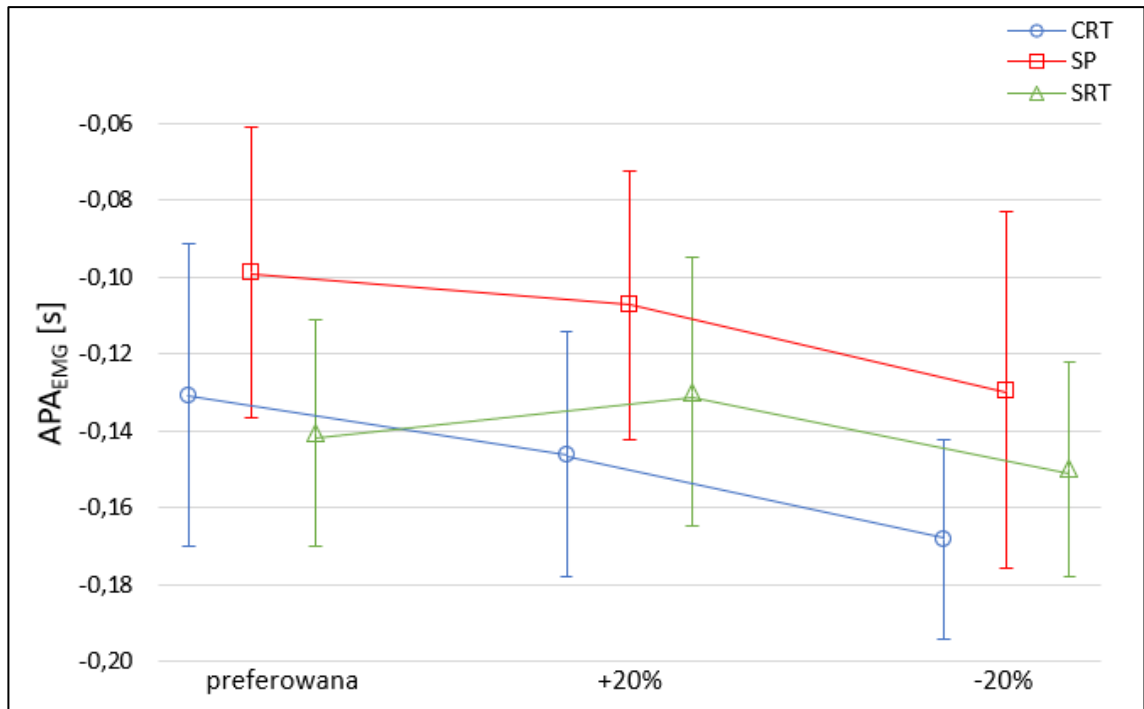
Analiza post-hoc wykazała istotne różnice pomiędzy czasem występowania APA pomiędzy zmodyfikowanymi pozycjami wyjściowymi, gdzie odległość pomiędzy piętami badanego była zwiększona (+20%) i zmniejszona (-20%) od preferowanej niezależnie od warunków reakcyjnych ($p=0,31$) (rycina 12) oraz w warunkach wykonania wypadu na własne tempo (SP) i w warunkach reakcji złożonej (CRT) ($p=0,016$) niezależnie od pozycji wyjściowej (rycina 13). Czas występowania APA w pozycji preferowanej nie różnił się istotnie od czasów w pozycjach zmienionych. Podobnie, czas APA w warunkach reakcji prostej nie różnił się istotnie od pozostałych dwóch typów reakcji. Szczegółowe wyniki testów post-hoc zostały zamieszczone w tabeli 12 i 13)

Tabela 14. Wyniki testu post-hoc dla wpływu interakcji czynników REKACJA i POZYCJA na zmienną APA_{EMG} w grupie kontrolnej

Pozycja	Reakcja	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	pref CRT		0,411	0,999	0,974	0,777	1,000	0,219	1,000	0,914
2	pref SP	0,411		0,118	0,050	1,000	0,453	0,001	0,472	0,026
3	pref SRT	0,999	0,118		1,000	0,352	0,997	0,608	0,996	0,999
4	+20 CRT	0,974	0,050	1,000		0,179	0,963	0,833	0,957	1,000
5	+20 SP	0,777	1,000	0,352	0,179		0,814	0,004	0,830	0,104
6	+20 SRT	1,000	0,453	0,997	0,963	0,814		0,192	1,000	0,889
7	-20 CRT	0,219	0,001	0,608	0,833	0,004	0,192		0,181	0,933
8	-20 SP	1,000	0,472	0,996	0,957	0,830	1,000	0,181		0,876
9	-20 SRT	0,914	0,026	0,999	1,000	0,104	0,889	0,933	0,876	



Rycina 14. Średni czas występowania dostosowania posturalnego APA_{COP} [s] oraz przedziały ufności w grupie kontrolnej w warunkach reakcji złożonej (CRT), prostej (SRT) i na własne tempo (SP) w trzech różnych pozycjach wyjściowych.



Rycina 15. Średni czas występowania dostosowania posturalnego APA_{EMG} [s] oraz przedziały ufności w grupie kontrolnej w pozycji preferowanej, zwiększonej o 20% i zmniejszonej o 20% od pozycji preferowanej w różnych warunkach reakcyjnych.

W warunkach wykonania wypadu na własne tempo (SP) i reakcji złożonej (CRT) APA występowało najwcześniej w pozycji o zmniejszonym (-20%), następnie o zwiększonym polu podparcia (+20%), a najpóźniej w pozycji preferowanej. Zależności te ulegają zmianie w warunkach reakcji prostej (SRT), gdzie czas występowania APA w pozycji preferowanej opóźnia się (rycina 14 i 15). Szczegółowe wyniki analizy post-hoc zostały przedstawione w tabeli 14 i nie wykazały istotności statystycznej pomiędzy zmiennymi korespondującymi.

Podsumowując wyniki zarejestrowane przy pomocy elektromiografii w obu badanych grupach można zauważyć, że czas występowania APA_{EMG} istotnie różnił się w skrajnych warunkach zmiany płaszczyzny podparcia jedynie w grupie kontrolnej. Dodatkowo, czas występowania APA_{EMG} podczas wypadu na własne tempo różnił się istotnie od czasu APA_{EMG} w warunkach reakcji prostej wśród szpadzistek i reakcji złożonej w grupie kontrolnej. Szczególną uwagę należy zwrócić na fakt, iż zależność czasu APA_{EMG} w warunku na własne tempo oraz warunków reakcyjnych była odwrotna w badanych grupach.

4.3. Wpływ zmiany warunków wykonania zadania na czas występowania APA na podstawie sygnału COP

4.3.1. Analiza dostosowania posturalnego w grupie szpadzistek na podstawie sygnału COP

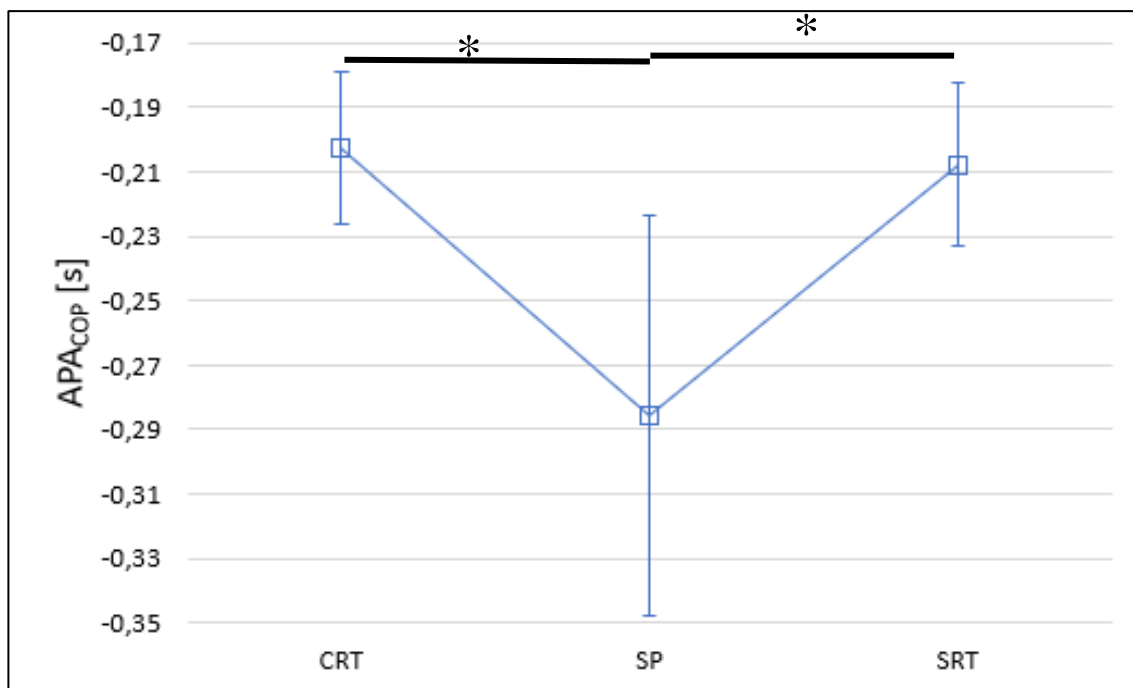
W analizie zapisu prędkości COP w płaszczyźnie strzałkowej wśród szpadzistek wykazano istotny wpływ warunków reakcyjnych na czas wystąpienia dostosowania posturalnego. Efekt główny czynnika pozycja oraz efekt interakcji nie wykazały istotności statystycznej. Szczegółowe wyniki przedstawia tabela 15.

Tabela 15. Wyniki ANOVA dla powtarzanych pomiarów (testy wielowymiarowe) dla zmiennej APA_{COP} w grupie szpadzistek

	Wartość	F	Efekt df	Błąd df	p	Moc (alfa=0,05)
POZYCJA	0,400	4,501	2	6	0,064	0,753
REAKCJA	0,253	8,841	2	6	0,016	0,995
POZYCJA*REAKCJA	0,537	0,862	4	4	0,555	0,554

Tabela 16. Wyniki testu post-hoc dla wpływu czynnika REAKCJA na zmienną APA_{COP} w grupie szpadzistek

Reakcja	CRT	SP	SRT
CRT		0,001	0,949
SP	0,001		0,001
SRT	0,949	0,001	

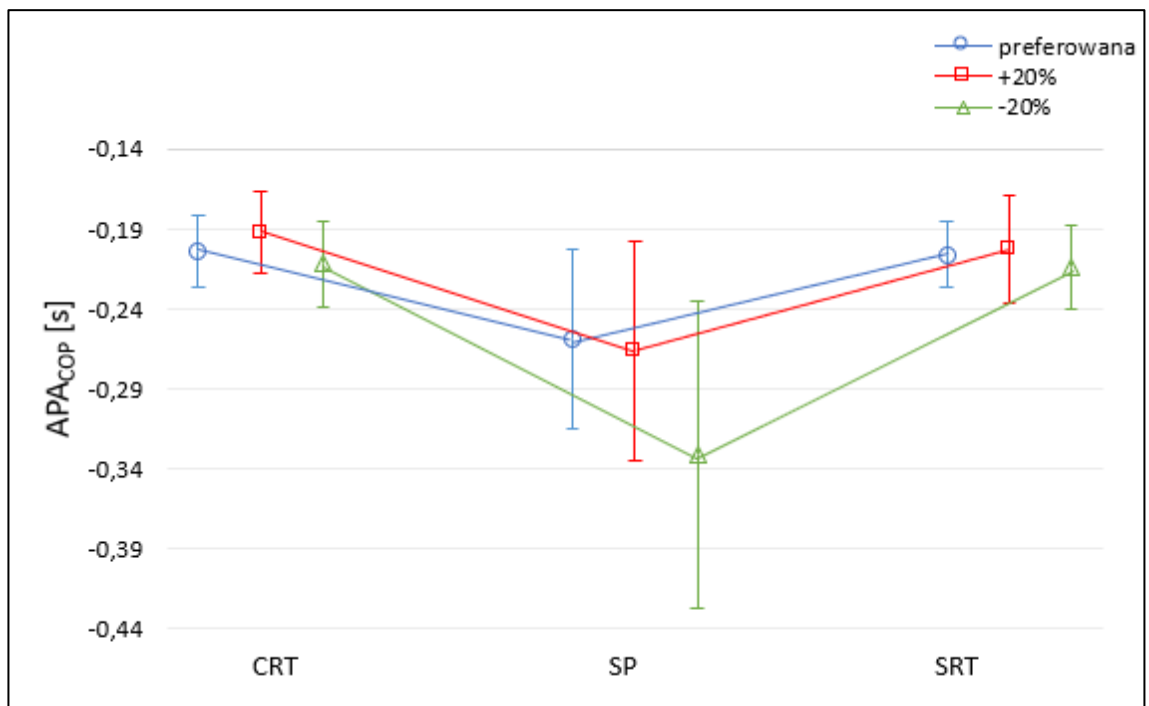


Rycina 16. Średni czas występowania APA_{COP} [s] oraz przedziały ufności w grupie szpadzistek w warunkach reakcji złożonej (CRT), prostej (SRT) oraz na własne tempo (SP) niezależnie od pozycji wyjściowej.

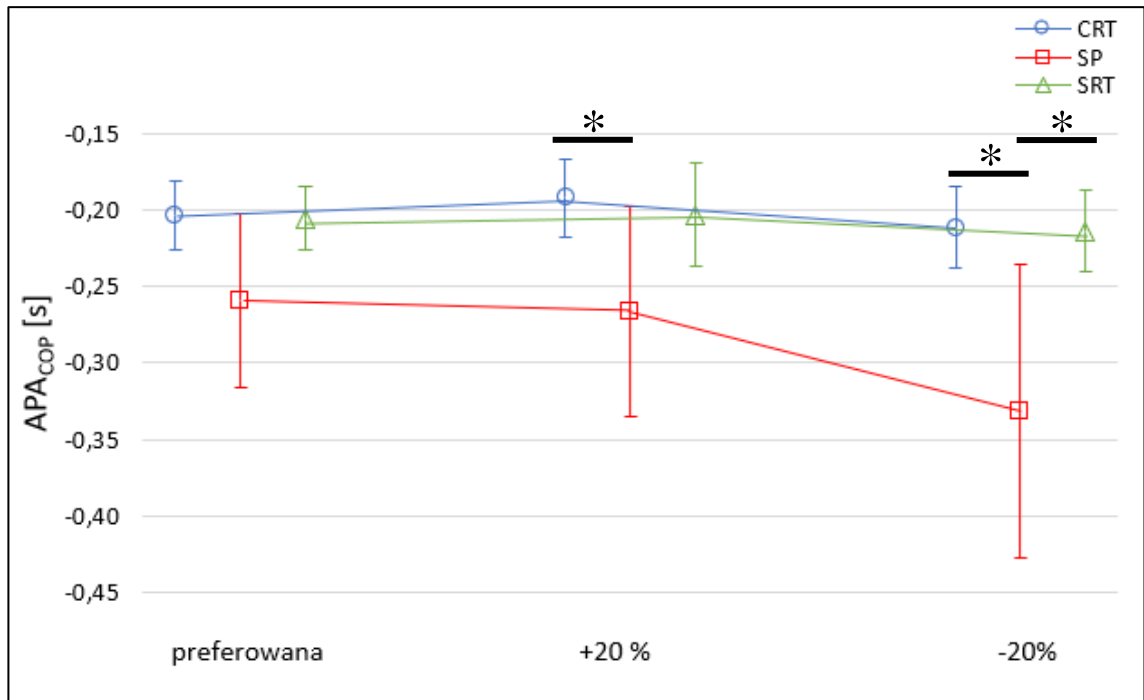
Analiza post-hoc wykazała istotne szczegółowe różnice pomiędzy czasem występowania APA w warunkach wykonania wypadu na własne tempo (SP) i w warunkach reakcji złożonej (CRT) ($p < 0,001$) oraz warunku na własne tempo (SP) i reakcji prostej (SRT) ($p = 0,001$) (rycina 16). Różnice w czasie występowania APA pomiędzy reakcją złożoną (CRT) i prostą (SRT) nie osiągnęły wymaganej istotności statystycznej. Wyniki analizy post-hoc zostały umieszczone w tabeli 16.

Tabela 17. Wyniki testu post-hoc dla wpływu interakcji czynników REAKCJA i POZYCJA na zmienną APA_{COP} w grupie szpadzistek

Pozycja	Reakcja	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	pref CRT		0,125	1,000	1,000	0,056	1,000	1,000	0,000	1,000
2	pref SP	0,125		0,158	0,034	1,000	0,120	0,270	0,018	0,333
3	pref SRT	1,000	0,158		0,998	0,072	1,000	1,000	0,000	1,000
4	+20 CRT	1,000	0,034	0,998		0,014	1,000	0,982	0,000	0,962
5	+20 SP	0,056	1,000	0,072	0,014		0,053	0,134	0,044	0,173
6	+20 SRT	1,000	0,120	1,000	1,000	0,053		1,000	0,000	1,000
7	-20 CRT	1,000	0,270	1,000	0,982	0,134	1,000		0,000	1,000
8	-20 SP	0,000	0,018	0,000	0,000	0,044	0,000	0,000		0,000
9	-20 SRT	1,000	0,333	1,000	0,962	0,173	1,000	1,000	0,000	



Rycina 17. Średni czas występowania dostosowania posturalnego APA_{COP} [s] oraz przedziały ufności w grupie szpadzistek w pozycji preferowanej, zwiększonej o 20% i zmniejszonej o 20% od pozycji preferowanej w różnych warunkach reakcyjnych.



Rycina 18. Średni czas występowania dostosowania posturalnego APA_{COP} [s] oraz przedziały ufności w grupie szpadzistek w warunkach reakcji złożonej (CRT), prostej (SRT) i na własne tempo (SP) w trzech różnych pozycjach wyjściowych.

Rycina 18 przedstawia istotne różnice pomiędzy zmiennymi korespondującymi. Przy zwiększonej płaszczyźnie podparcia (+20%) w grupie szpadzistek APA występowało istotnie wcześniej podczas wypadu na własne tempo (SP) niż podczas reakcji prostej (SRT) ($p=0,013$). Przy zmniejszonej płaszczyźnie podparcia APA występowało istotnie wcześniej podczas wypadu na własne tempo niż podczas reakcji złożonej ($p<0,001$) i prostej ($p<0,001$) (rycina 17 i 18). W postawie preferowanej nie zanotowano istotnych różnic pomiędzy warunkami reakcyjnymi. Szczegółowe wyniki analizy post-hoc zostały przedstawione w tabeli 17.

4.3.2. Analiza dostosowania posturalnego w grupie kontrolnej na podstawie sygnału COP

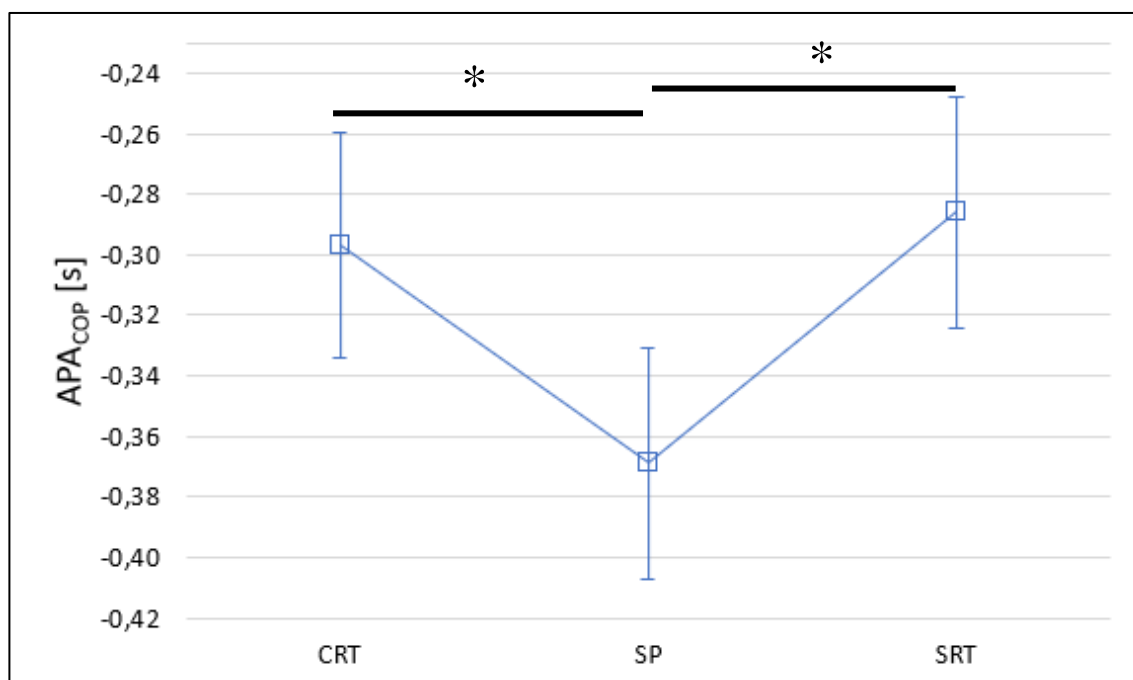
W analizie zapisu prędkości COP w płaszczyźnie strzałkowej w grupie kontrolnej wykazano istotny wpływ warunków reakcyjnych na czas wystąpienia dostosowania posturalnego. Efekt główny czynnika pozycja oraz efekt interakcji nie wykazały istotności statystycznej. Szczegółowe wyniki przedstawia tabela 18.

Tabela 18. Wyniki ANOVA dla powtarzanych pomiarów (testy wielowymiarowe) dla zmiennej APA_{COP} w grupie kontrolnej

	Wartość	F	Efekt df	Błąd df	p	Moc (alfa=0,05)
POZYCJA	0,469	3,956	2	7	0,071	0,295
REAKCJA	0,222	12,246	2	7	0,005	0,991
POZYCJA*REAKCJA	0,657	0,653	4	5	0,650	0,278

Tabela 19. Wyniki testu post-hoc czynnika REAKCJA dla zmiennej APA_{COP} w grupie kontrolnej

Reakcja	CRT	SP	SRT
CRT		0,002	0,803
SP	0,002		0,001
SRT	0,803	0,001	

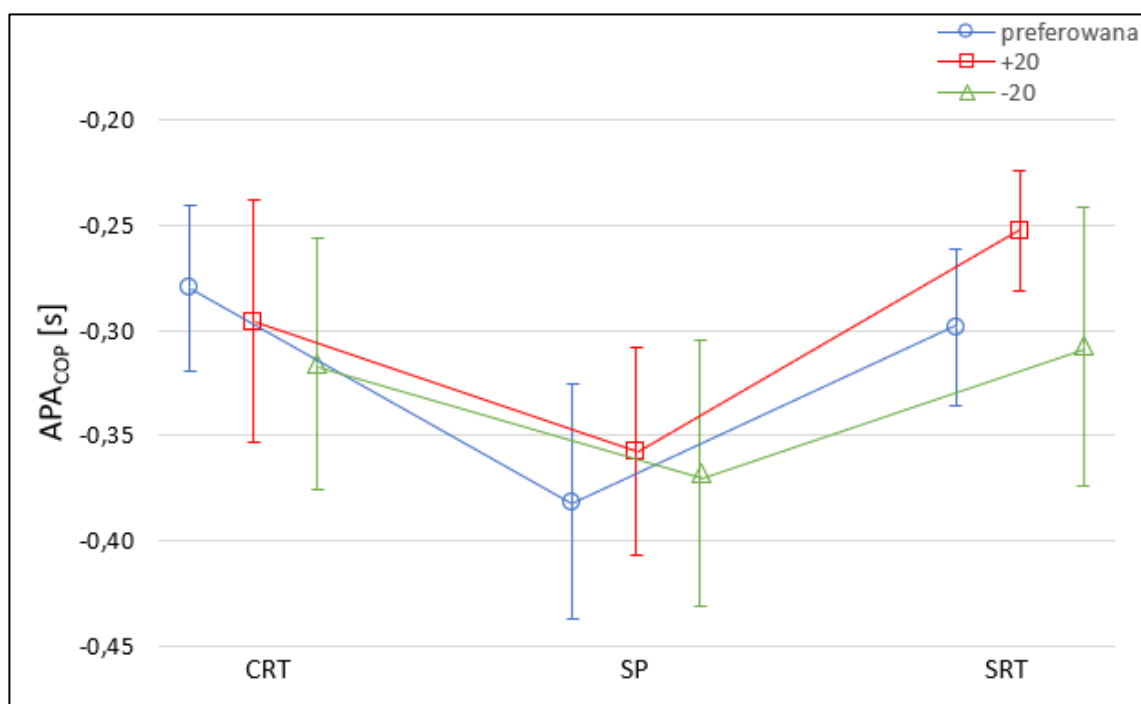
Rycina 19. Średni czas występowania APA_{COP} [s] oraz przedziały ufności w grupie kontrolnej w warunkach reakcji złożonej (CRT), prostej (SRT) oraz na własne tempo (SP) niezależnie od pozycji wyjściowej.

Analiza post-hoc wykazała istotne szczegółowe różnice pomiędzy czasem występowania APA w warunkach wykonania wypadu na własne tempo (SP) i w warunkach reakcji złożonej (CRT) ($p=0,002$) oraz warunku na własne tempo (SP) i reakcji prostej (SRT) niezależnie od pozycji ($p<0,001$). Różnica w czasie występowania APA pomiędzy reakcją

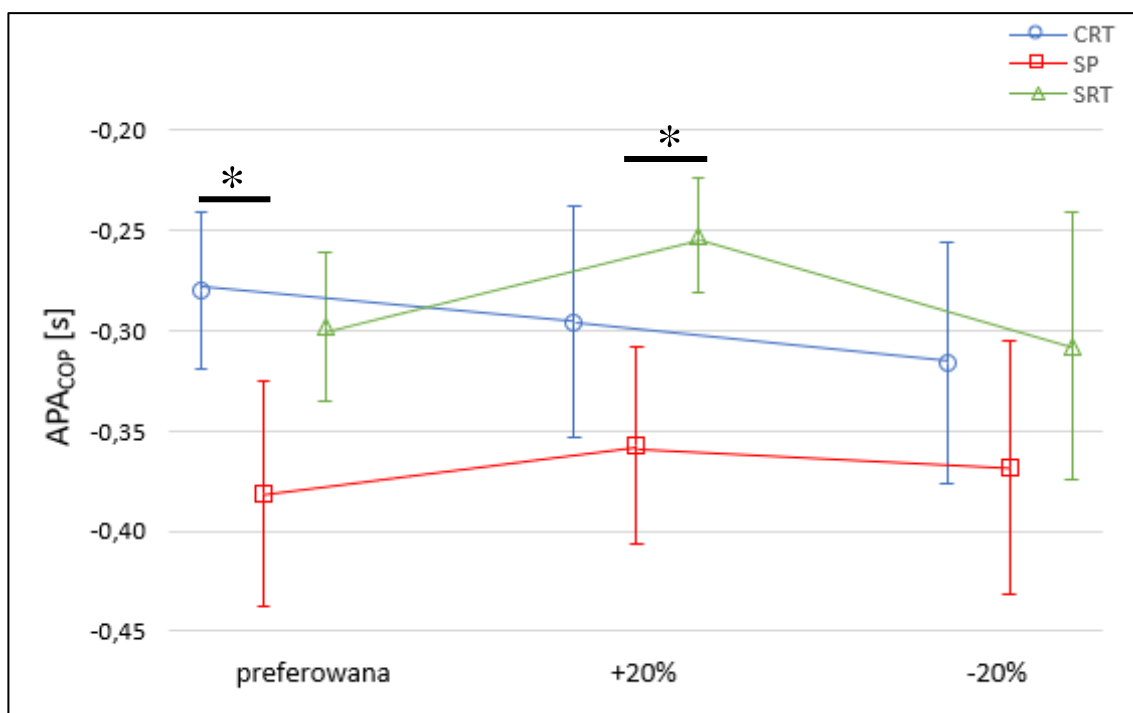
złożoną (CRT) a reakcją prostą (SRT) nie była istotna statystycznie (rycina 19). Wyniki testu post-hoc zostały zamieszczone w tabeli 19.

Tabela 20. Wyniki testu post-hoc dla wpływu interakcji czynników REAKCJA i POZYCJA na zmienną APA_{COP} w grupie kontrolnej

Pozycja	Reakcja	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	pref CRT		0,016	0,999	1,000	0,129	0,981	0,909	0,053	0,979
2	pref SP	0,016		0,081	0,066	0,991	0,001	0,293	1,000	0,168
3	pref SRT	0,999	0,081		1,000	0,427	0,737	0,999	0,223	1,000
4	+20 CRT	1,000	0,066	1,000		0,374	0,789	0,998	0,188	1,000
5	+20 SP	0,129	0,991	0,427	0,374		0,012	0,826	1,000	0,649
6	+20 SRT	0,981	0,001	0,737	0,789	0,012		0,335	0,004	0,516
7	-20 CRT	0,909	0,293	0,999	0,998	0,826	0,335		0,588	1,000
8	-20 SP	0,053	1,000	0,223	0,188	1,000	0,004	0,588		0,397
9	-20 SRT	0,979	0,168	1,000	1,000	0,649	0,516	1,000	0,397	



Rycina 20. Średni czas występowania dostosowania posturalnego APA_{COP} [s] oraz przedziały ufności w grupie kontrolnej w pozycji preferowanej, zwiększonej o 20% i zmniejszonej o 20% od pozycji preferowanej w różnych warunkach reakcyjnych.



Rycina 21. Średni czas występowania dostosowania posturalnego APA_{COP} [s] oraz przedziały ufności w grupie kontrolnej w warunkach reakcji złożonej (CRT), prostej (SRT) i na własne tempo (SP) w trzech różnych pozycjach wyjściowych.

Na rycinie 21 przedstawiono istotne różnice pomiędzy zmiennymi korespondującymi. W postawie preferowanej APA występowało istotnie wcześniej w warunkach na własne tempo (SP) niż reakcji złożonej (CRT) ($p=0,015$). Przy zwiększonej płaszczyźnie podparcia (+20%) w grupie kontrolnej APA występowało istotnie wcześniej podczas wypadu na własne tempo (SP) niż podczas reakcji prostej (SRT) ($p=0,011$). W pozycji o ograniczonej płaszczyźnie podparcia (-20%) nie występowały istotne różnice pomiędzy warunkami reakcyjnymi (rycina 20 i 21). Szczegółowe wyniki analizy post-hoc zostały przedstawione w tabeli 20.

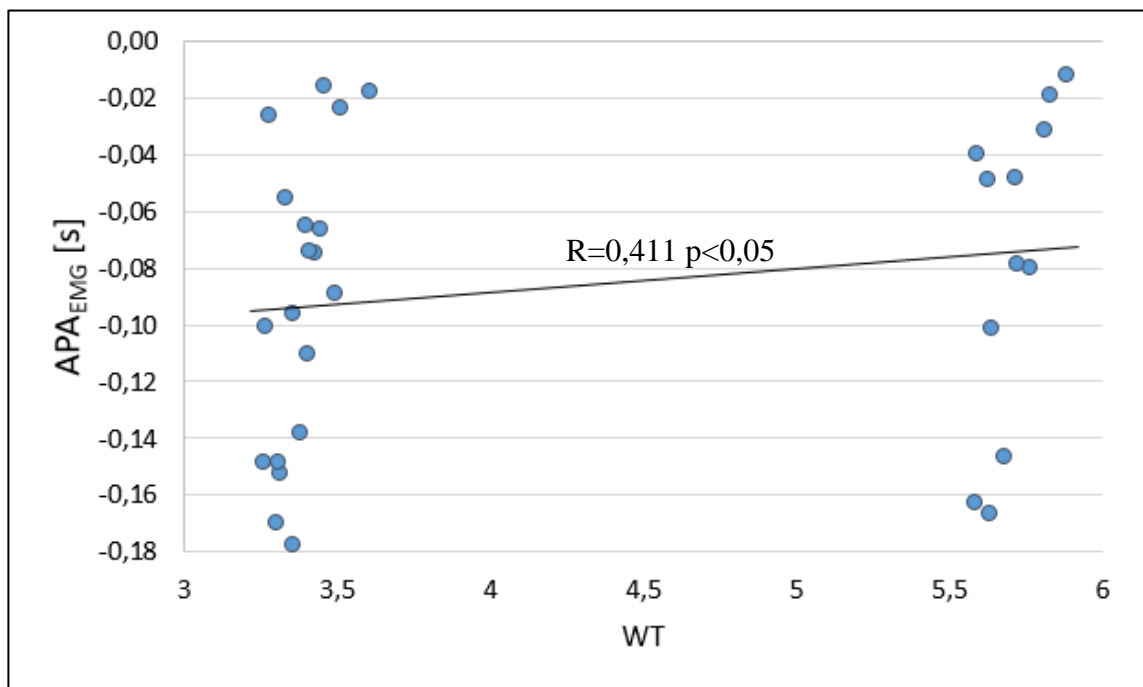
Podsumowując wyniki zarejestrowane przy pomocy platform dynamograficznych w obu badanych grupach można zauważyć, że czas występowania APA_{COP} istotnie różnił się podczas wypadu na własne tempo od czasu APA_{COP} podczas warunków reakcyjnych zarówno w grupie szpadzistek jak i kontrolnej. Obie grupy przejawiały podobną tendencję zmian.

4.4. Wpływ trudności zadania na czas występowania dostosowania posturalnego wśród szpadzistek

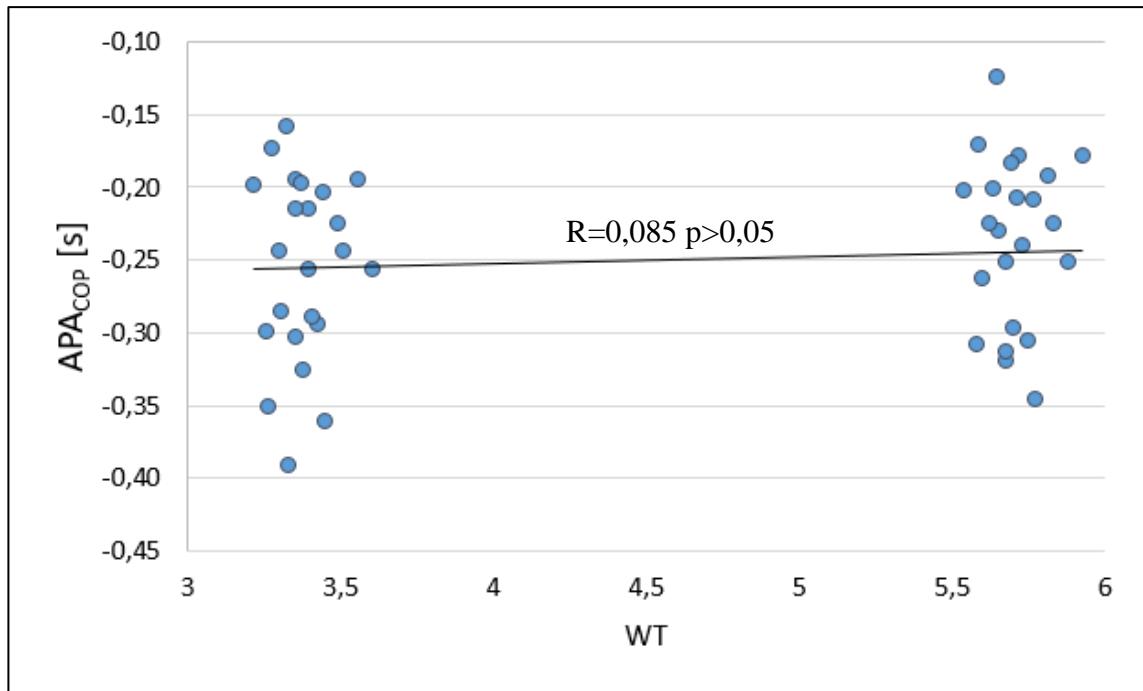
W związku z indywidualnym doбором odległości od celu, którą stanowiło odpowiednio 145%, 150% oraz 155% wysokości ciała zawodniczki, współczynnik trudności zadania (WT) nieznacznie różnił się pomiędzy badanymi w tych samych warunkach pomiarowych. Oznacza to, że przy tym samym warunku, wskaźnik trudności był inny dla każdej z zawodniczek. Wyższy WT wskazuje na trudniejszy poziom wykonania zadania. Statystyka opisowa zmiennych APA_{EMG} i APA_{COP} została przedstawiona w tabeli 26 (aneks, załącznik 1). Wyniki korelacji rang Spearmana zostały przedstawione w tabeli 21.

Tabela 21. Wyniki korelacji pomiędzy współczynnikiem trudności (WT) a dostosowaniem posturalnym wyliczonym z elektromiografu i platformy dynamograficznej

	APA_{EMG}	APA_{COP}
WT	0,411	0,085



Rycina 22. Korelacja czasu występowania antycypacyjnego dostosowania posturalnego (APA_{EMG}) ze współczynnikiem trudności zadania.



Rycina 23. Korelacja czasu występowania antycypacyjnego dostosowania posturalnego (APA_{COP}) ze współczynnikiem trudności zadania.

Głównym czynnikiem wpływającym na wartość WT była wysokość celu. Wartości mieszczące się w przedziale WT 3,2- 3,6 odnoszą się do wykonania natarcia z wypadem do celu o wysokości 50 cm, natomiast wartości WT w przedziale 5,5- 5,9 odnoszą się do wykonania natarcia z wypadem do celu o wysokości 10 cm. Przedziały te w obu przypadkach zawierają warunki o różnej odległości badanego od celu.

Po przeprowadzeniu korelacji rang Spearmana można zaobserwować istotną dodatnią korelację dostosowania posturalnego z mięśnia pierszelowego przedniego (APA_{EMG}) ze współczynnikiem trudności ($p < 0,05$). Oznacza to, że im trudniejsze zadanie, tym dostosowanie posturalne występowało później (rycina 22). Dostosowanie posturalne wyliczane z platformy dynamograficznej wykazało nieistotną korelację z WT ($p > 0,05$). Dane wykazują jednak trend w kierunku opóźnienia czasu występowania APA_{COP} wraz ze wzrostem trudności zadania (rycina 23).

Interesującym wydaje się być fakt różnych zależności pomiędzy APA_{EMG} i APA_{COP} względem współczynnika trudności. Wyniki te nie znajdują swojego potwierdzenia w literaturze. Pomimo, że zostaną one dokładnie omówione w następnym rozdziale, już w tym miejscu warto zwrócić uwagę na zasadność wyznaczania i interpretowania APA zarówno na podstawie sygnału EMG, jak i COP.

5. Dyskusja

Równowaga ciała człowieka jest podstawą zdolnością, która pozwala na efektywną walkę sportową. Pomimo dużej liczby publikacji na temat równowagi wśród sportowców różnych dyscyplin, wiedza na temat kontroli postawy w sporcie jest wciąż ograniczona (Hrysomallis, 2011). Dla optymalizacji działań zawodnika ważne jest, aby określić jak różne warunki środowiska wpływają na etap planowania i przygotowania podstawy do efektywnego wykonania zadania ruchowego. Ponadto, wykrycie związku pomiędzy dostosowaniem posturalnym a pozycją zawodnika, trybem reagowania czy wielkością celu stwarza dodatkowe możliwości w techniczno-taktycznym przygotowaniu zawodnika do walki.

W związku z powyższym, celem niniejszej pracy było określenie wpływu warunków wykonania (własne tempo, reakcja na bodziec), pozycji wyjściowej (szerokość płaszczyzny podparcia) oraz odległości i wielkości celu na czas występowania antycypacyjnego dostosowania posturalnego w wypadzie szermierczym w dwóch grupach o różnym poziomie umiejętności wykonania wypadu.

Pomimo, że wykazanie powiązania pomiędzy czasem występowania APA z różnych torów pomiarowych nie było celem tej pracy, na wstępie należy zauważyć, że APA rejestrowane na platformie dynamograficznej (APA_{COP}) zawsze występowało wcześniej niż to rejestrowane z aktywności bioelektrycznej mięśnia piszczelowego przedniego (APA_{EMG}) w obu badanych grupach i w każdym z mierzonych warunków. Ruch, będąc naturalną konsekwencją momentów sił mięśniowych lub innych sił zewnętrznych działających na ciało, powinien być zarejestrowany na platformie po rejestracji aktywności bioelektrycznej mięśni. Mimo doboru dwóch mięśni (TA i SOL) na obu kończynach dolnych, wyznaczenie rozpoczęcia APA było możliwe jedynie z mięśnia piszczelowego przedniego nogi wykroczonej. Mięsień płaszczkowaty wykazywał duże wstępne napięcie mięśniowe, a określenie rozpoczęcia zmian w jego aktywności nie byłoby precyzyjne. Wcześniejsze występowanie APA_{COP} w stosunku do APA_{EMG} mogła być wynikiem wczesnej aktywacji mięśni, które nie były brane pod uwagę w wykonanym eksperymencie. Według Le Pellec i Maton (2000), przemieszczenie COP podczas inicjacji skoku pionowego było wynikiem zmiany napięciu mięśnia dwugłowego uda i obszernego bocznego, a nie działania pary antagonistów TA-SOL. Do tej pory mięśnie podudzia były wykorzystywane w analizie APA w warunkach statycznych (Slijper i wsp., 2002a; Santos i wsp., 2010; Krishnan i wsp., 2012b) oraz dynamicznych podczas inicjacji chodu (Lepers i Brenière, 1995), balansowania na niestabilnej platformie (Gantchev i Dimitrova, 1996) czy w zadaniu celowania paluchem w cel o określonej wielkości (Aloraini

i wsp., 2019). Na wczesne wykorzystanie mięśnia piszczelowego przedniego wskazywała także technika wykonania wypadu szermierczego, według której przemieszczenie nogi wykroczonej odbywa się w zgięciu grzbietowym stopy (unosząc palce i przenosząc piętę tuż nad podłożem)(Czajkowski, 1987).

Zarówno APA wyliczane na podstawie prędkości sygnału COP, jak i aktywności bioelektrycznej mięśnia piszczelowego przedniego występowało istotnie wcześniej podczas wykonania pchnięcia z wypadem w grupie kontrolnej niż u zawodniczek kadry narodowej w szermierce. Średni czas APA_{EMG} w grupie szpadzistek wahał się w przedziale od -59 ms do -108 ms, a w grupie kontrolnej od -99 ms do -168 ms, zaś czas APA_{COP} od -192 ms do -331 ms u szpadzistek i -252 ms do -382 ms w grupie kontrolnej. Wyniki te **potwierdzają pierwszą hipotezę badawczą, która zakładała późniejsze wystąpienie APA w grupie szpadzistek.**

Późniejsze czasy występowania APA wśród szpadzistek można interpretować na wielu płaszczyznach. Po pierwsze, mechanizm przedstawiony w postaci zmiennej APA_{COP} w grupie kontrolnej powinien być rozpatrywany jako wczesne, a nie antycypacyjne dostosowanie posturalne. W tym wypadku celem wczesnego przemieszczenia COP nie było wytworzenie sił i momentów sił minimalizujących zakłócenie ani też stabilizacja pozycji bezpośrednio przed wykonaniem wypadu, lecz ułatwienie jego szybkiego wykonania. Ponadto, generowanie sił i ich momentów ok. 300 ms przed rozpoczęciem ruchu rejestrowanego akcelerometrem, mogło samo w sobie stanowić zaburzenie równowagi (Krishnan i wsp., 2012b). Wystąpienie EPA w grupie kontrolnej mogło mieć także silny związek z nienaturalną pozycją wyjściową dla badanych studentek. Krishnan i współautorzy (2012b) zarejestrowali zmiany w aktywności mięśniowej utożsamiane z EPA ok. 400 ms przed uderzeniem wahadła, podczas gdy stopy badanego były ustawione kolejno w zgięciu grzbietowym i podeszwowym. W powyższych badaniach mechanizm ten został zarejestrowany sekwencyjnie w pojedynczej próbie (Krishnan i wsp. 2012b).

Po drugie, według Kennefick i współautorów (2018) czas APA ulega wydłużeniu wraz ze wzrostem trudności zadania oraz szybkości reakcji. Podczas szybkich, wielopłaszczyznowych ruchów ramion o różnym poziomie złożoności, APA występowało istotnie wcześniej podczas najtrudniejszej sekwencji ruchowej w porównaniu do pojedynczego ruchu kończyn górnych. Istnieje duże prawdopodobieństwo, że pomimo treningu i nabycia pewnej wprawy, bardzo złożony koordynacyjnie element szermierczej pracy nóg sprawiał trudność grupie kontrolnej. Mogło to mieć bezpośrednie przełożenie na czas występowania dostosowania posturalnego. Z literatury wiadomo także, że czas działania APA zależy od czasu pomiędzy zaistnieniem bodźca, a początkiem ruchu (t_0) (Slijper i wsp., 2002a). Chociaż w tej pracy nie mierzono

czasów reakcji grupy szpadzistek i kontrolnej, według wielu autorów szermierze przejawiają krótszy czas reakcji niż ich nietreningujący rówieśnicy, lub zawodnicy niższych klas (Rossi i wsp., 1992; Balkó i wsp., 2016). Skrócony czas APA wśród szpadzistek mógł wynikać więc z ich lepszego czasu reagowania. Dla potwierdzenia tej hipotezy należy zauważyć, że czas APA_{EMG} w warunkach wykonywania zadania na własne tempo był bardzo podobny w obu grupach.

Na dodatkową uwagę zasługuje fakt, iż czasy APA_{COP} , które odzwierciedlają wczesne zmiany położenia całego ciała, wykazują taką samą tendencję zmian w grupie szpadzistek i grupie kontrolnej pod wpływem różnych warunków realizacji zadania. Tendencja ta utrzymuje się w zmiennej APA_{EMG} w grupie szpadzistek, ale nie występuje w grupie kontrolnej co może wskazywać na inny czas rekrutacji mięśnia piszczelowego przedniego w badanych grupach.

Zgodnie z badaniami klinicznymi, zmiany adaptacyjne w kontroli wyprzedzającej widoczne są po pojedynczej interwencji i są związane z przyspieszeniem czasu napięcia mięśnia poprzecznego brzucha w przygotowaniu do szybkiego ruchu ramion u osób z bólami kręgosłupa lędźwiowego (Tsao i Hodges, 2007). Pod wpływem 4-tygodniowego usprawniania, wcześniejsze napięcie poprzecznego brzucha towarzyszyło także inicjacji chodu u osób z LBP, sprawiając, że wzorzec APA stawał się podobny do tego, który obserwujemy u osób zdrowych (Tsao i Hodges, 2008). Ponadto, zgodnie z Aruin i współautorami (2015) pojedyncza interwencja, polegająca na wykonaniu 120 rzutów piłką lekarską sprzed klatki piersiowej istotnie przyspieszała napięcie prostownika grzbietu, prostego i skośnego zewnętrznego brzucha oraz dwugłowego uda w odpowiedzi na zakłócenie zewnętrzne wywołane zbliżającym się wahadłem oraz w mięśni prostym i skośnym zewnętrznym brzucha, brzuchatym łydki i piszczelowym przednim podczas szybkiego wznosu ramion. Zmiana czasu wystąpienia napięcia mięśnia piszczelowego przedniego pod wpływem interwencji była reaktywnie duża. Początek dostosowania postawy przed zaimplementowaniem treningu zarejestrowano - 78 ms przed rozpoczęciem ruchu, a po zakończeniu sesji -363 ms. W badaniach tych samych autorów, jednakowy trening istotnie przyspieszył napięcie mięśni posturalnych kończyn dolnych u młodych dorosłych bez stwierdzonych deficytów równowagi (Kanekar i Aruin, 2015). Aktywność mięśnia płaszczkowatego wykazywała istotną zmianę czasu występowania (z -122 ms do -157 ms), a mięsień piszczelowy wykazał trend w kierunku przyspieszenia działania APA (z -87 ms do -119 ms) przed uderzeniem wahadła. W związku z mniejszym przemieszczeniem COM po wystąpieniu zakłócenia, autorzy powyższych eksperymentów utożsamiają wcześniejsze działanie APA z większą efektywnością mechanizmu (Kanekar i Aruin, 2015). Można więc było przypuszczać, że trening sportowy będzie wywoływał

analogiczne zmiany w APA, zapewniając lepsze warunki inicjacji ruchu z punktu widzenia stabilności postawy.

Należy zaznaczyć, że wyniki przytoczonych powyżej badań odnoszą się do zakłóceń wynikających z poruszania pojedynczym segmentem ciała lub przygotowania się na przewidywane zewnętrzne zakłócenie postawy. Ponadto, w eksperymencie przeprowadzonym w niniejszej pracy, nie badano wpływu określonego programu treningowego na czas APA, ale podjęto próbę określenia relacji czasowych występowania kontroli wyprzedzającej pomiędzy osobami, dla których wypad szermierczy jest naturalną, nabytą w wyniku długoletniego treningu formą ruchu oraz ich aktywnych fizycznie rówieśników, którzy poddani zostali trzem, 30-minutowym jednostkom treningowym. Nie można wykluczyć też, że trening, któremu została poddana grupa kontrolna nie wpływał na czas APA. Nie było to jednak przedmiotem analizy w tej pracy.

W wynikach uzyskanych w niniejszej pracy, zmiana wielkości pola podparcia w postawie szermierczej nie miała wpływu na czas APA_{COP} i APA_{EMG} w grupie szpadzistek oraz na czas APA_{COP} w grupie kontrolnej. Zmiana płaszczyzny podparcia wpłynęła jednak na APA_{EMG} w grupie kontrolnej, wskazując istotne różnice w czasie pomiędzy zwiększoną i zmniejszoną o 20% od preferowanej płaszczyzną podparcia. Wyniki te **częściowo potwierdzają drugą hipotezę badawczą, która zakładała, że zmiana szerokości pola podparcia w płaszczyźnie AP nie będzie miała wpływu na czas występowania APA.** APA_{EMG} w grupie kontrolnej występowało najwcześniej w warunku o zredukowanej odległości pomiędzy stopami (-20%), a najpóźniej w postawie preferowanej. Pomimo braku istotności, trend w kierunku wydłużenia czasu trwania APA_{COP} w zmniejszonej płaszczyźnie podparcia zauważono w grupie szpadzistek. Wyniki te są zgodne z wynikami zawartymi w publikacjach innych autorów.

Wielkość płaszczyzny podparcia jest jednym z najważniejszych czynników mechanicznych wpływającą na kontrolę posturalną. Badania naukowe wskazują, że amplituda przemieszczenie COP w tył podczas ruchów celowania kończyną górną jest proporcjonalna do wielkości płaszczyzny podparcia i wynosi ok. 2 cm w staniu ze stopami ustawionymi na szerokość bioder oraz ok. 10 cm w postawie szermierczej (Yiou i Do, 2001; Yiou, 2005). Yiou i współautorzy (2007a) przeprowadzili eksperyment, w którym stopniowo zwiększali płaszczyznę podparcia zaczynając od pozycji ze złączonymi stopami. Następnie zwiększali odległość pomiędzy nimi w płaszczyźnie AP o 10, 20, 30 i 40 cm. Stopy badanego były ustawione tak, jak w postawie szermierczej (noga wykrocza wzdłuż płaszczyzny AP, noga zakrocza wzdłuż ML) przy czym stawy kolanowe badanych były wyprostowane. Również pozycja kończyny górnej (zgięcie w stawie łokciowym 90° , łokieć w kontakcie z tułowiem) były zbliżone do ustawienia ramienia

szermierza przygotowanego do pchnięcia. Sami autorzy przyznają, że pozycja wyjściowa jest analogią do postawy szermierczej. W rezultacie, amplituda przemieszczenia COP w tył zwiększała się proporcjonalnie wraz ze zwiększeniem odległości pomiędzy stopami badanych. Według autorów, warunki zwiększonej stabilności pozwalały na wygenerowanie większej amplitudy APA_{COP} , a w konsekwencji większej prędkości maksymalnej ręki oraz prędkości w momencie trafienia. Czas działania APA_{COP} oscylował w okolicach -250 ms i nie zmieniał się istotnie wraz ze zmianą warunków posturalnych. Nie wykazywał też żadnej tendencji zmian. W badaniach innych autorów, zwiększenie szerokości płaszczyzny podparcia (5 cm do 26 cm), definiowanej jako odległość pomiędzy stopami w postawie zasadniczej, nie wpływała istotnie na APA_{COP} generowane przed wykonaniem kroku w grupie zdrowych dorosłych (Rocchi i wsp., 2006). Według Nam i współautorów (2017), APA pojawia się wcześniej w warunkach zmniejszonej stabilności. W badaniach tych autorów, najdłuższe działanie APA_{EMG} zaobserwowano kolejno w staniu jednonóż, postawie zasadniczej oraz w wykroku - oba ze złączonymi stopami, a najpóźniej w postawie zasadniczej ze stopami ustawionymi na szerokość bioder podczas ruchów zgięcia i wyprostu ramion. Ponadto, według Yiou i współautorów (2009), w ruchu sięgania, APA_{COP} występowało dwa razy wcześniej w staniu jednonóż niż w staniu obunóż nie wywołując tym samym żadnych dodatkowych zakłóceń stabilności. Według Yiou (2009), jest to element strategii OUN, która w warunkach ograniczonej możliwości produkcji siły mięśniowej wydłuża czas APA pozwalając tym samym na rozwinięcie wystarczającego poziomu siły, aby przeciwdziałać inercji poruszających się segmentów ciała.

W niniejszej pracy czasy występowania APA zmieniały się pod wpływem różnych warunków inicjacji wypadu szermierczego związanych z przejawami reakcji oraz rozpoczęciem ruchu na własne tempo. Czasy występowania APA_{COP} w obu badanych grupach były najdłuższe w warunku SP i istotnie różniły się od warunków reakcyjnych. W warunkach SRT i CRT średnie czasy APA_{COP} były do siebie zbliżone. Prawdopodobnie, zmiana warunków reakcyjnych, związana z dodaniem jednego bodźca świetlnego (z SRT na CRT) w wyizolowanych warunkach nie sprawiała większych trudności w grupie szpadzistek. Zwiększenie ilości bodźców nie było też znacznym utrudnieniem dla grupy kontrolnej, nie mniej jednak, wykazało niewielką tendencję zmian w kierunku opóźnienia APA_{COP} w zadaniu SRT. APA_{EMG} wykazywało taki sam związek ze zmianą instrukcji w grupie szpadzistek, ale nie w grupie kontrolnej. Pomimo, że czasy w warunkach reakcyjnych były do siebie zbliżone, APA_{EMG} w warunku SP występowała najpóźniej wykazując odwrotną zależność do pozostałych wyników badań. Wyniki te są **częściowo potwierdzają trzecią hipotezę badawczą, która zakładała, że zmiana warunków inicjacji zadania ruchowego (reakcja prosta, złożona**

i własne tempo) będzie miała wpływ na czasy występowania APA, jednak nie potwierdza kierunku tych zmian.

Wielu autorów w swoich pracach wykazywało zmiany w APA pod wpływem presji czasu w ruchach kończyn górnych (Benvenuti i wsp., 1997; De Wolf i wsp., 1998; Slijper i wsp., 2002a), inicjacji chodu (Dibble i wsp., 2004; Delval i wsp., 2005; Sun i wsp., 2015) oraz zgięcia kończyny dolnej (Yiou i wsp., 2012). Każdorazowo polegały one na opóźnieniu czasu występowania mechanizmów dostosowania postawy, gdy ruch wykonywany był w warunkach reakcyjnych, co pokrywa się z wynikami zawartymi w tej pracy. Według Benvenuti i współautorów (1997) oraz Yiou i współautorów (2012) w warunkach reakcyjnych, centralny układ nerwowy przyjmuje wykonanie ruchu dowolnego jako zadanie nadrzędne, opóźniając tym samym aktywność mięśni posturalnych i skracając czas reakcji. Taki model kontroli nazywany jest równoległym i przyjmuje istnienie co najmniej dwóch, pozostających ze sobą w związku czasowym, programów motorycznych odpowiedzialnych oddzielnie - za dostosowanie postawy oraz ruch dowolny (Ilmane i LaRue, 2011). Podobnie jak w przypadku zmiany wielkości płaszczyzny podparcia, opóźnione działanie APA zostaje skompensowane innymi zmiennymi - zwiększeniem amplitudy napięcia mięśniowego oraz jego zintegrowaną wartością nie wpływającą na parametry ruchu dowolnego. Zmiany te obejmują także ich wcześniejsze występowanie (De Wolf i wsp., 1998).

Istotnym wydaje się być fakt, iż APA_{EMG} w grupie kontrolnej występowało istotnie później w warunku SP, wykazując inną charakterystykę zmian niż APA_{COP} . Przesunięcie APA_{EMG} względem APA_{COP} w czasie, może świadczyć o innej rekrutacji mięśni posturalnych lub innej sekwencji ich włączania pod wpływem zmiany instrukcji, prowadząc jednak do tego samego efektu mechanicznego. W literaturze można znaleźć doniesienia dotyczące zmiany rekrutacji mięśni posturalnych w przedziale czasowym APA pod wpływem zmiany warunków reakcyjnych. Benvenuti i współautorzy (1997) zaobserwowali zmianę kolejności aktywacji mięśnia prostownika grzbietu i dwugłowego uda podczas szybkiego ruchu zgięcia w stawach łokciowych z pozycji stania swobodnego trzymając w rękach metalowy pręt. Badanie było przeprowadzone na grupie zdrowych dorosłych w wieku 18-51 lat. Istnieje jednak szereg badań, które nie wykazują istotnych zmian w rekrutacji mięśni posturalnych pod wpływem reakcji prostej lub z wyborem (Horak i wsp., 1984; Lee i wsp., 1987).

W grupie szpadzistek zmiany w czasie APA_{EMG} przebiegały analogicznie do zmian APA_{COP} co wskazuje na ten sam czas rekrutacji mięśnia piszczelowego przedniego w odniesieniu do t_0 . Badanie sekwencji aktywacji mięśni podczas wypadu szermierczego wśród zawodników przeprowadził Borysiuk i współautorzy (2014). W badaniach tych, zadaniem szermierzy było

wykonanie wypadu w odpowiedzi na bodziec wzrokowy (krok w przód) oraz na bodziec taktylny (odejście od styku żelaza) wywołany przez trenera. Analizie poddane zostały mięśnie odpowiedzialne za wyprost kończyny górnej uzbrojonej oraz te, które odpowiedzialne są za kontrolę postawy (brzuchaty łydki- głowa przysrodkowa i boczna, prosty i dwugłowy uda). Wyniki wykazały, że zmiana rodzaju bodźca wpłynęła istotnie na zmianę czasu aktywacji mięśni ramienia, aktywując je później w odpowiedzi na bodziec czuciowy. Jednakże, poddając pod analizę jedynie mięśnie posturalne, kolejność ich aktywacji względem siebie oraz wartość napięcia mięśniowego nie uległa istotnym zmianom. Wyniki te potwierdzają przypuszczenia, że sekwencja napięcia mięśni podczas APA_{EMG}, poprzedzająca rozpoczęcie wypadu wśród szermierzy jest stała i nie podlega zmianom wraz ze zmianą warunków reakcyjnych. Zmieniać może się jednak jego czas występowania.

Obok ciągłej zmiany wielkości płaszczyzny podparcia oraz warunków reakcyjnych, zawodnik podczas walki szermierczej wykonuje szereg natarć celując w określony wycinek ciała o różnej wielkości oraz z różnej odległości od niego. Stąd też jednym z celów pracy było określenie efektu skalowania APA względem obu wartości przedstawionych w postaci współczynnika trudności zadania (WT). W przeprowadzonym eksperymencie, występowanie APA_{EMG} istotnie opóźniało się wraz ze wzrostem WT. Takiej zmiany nie zanotowano jednak w APA_{COP}. Wyniki te **częściowo potwierdzają czwartą hipotezę badawczą, która zakładała, że czas występowania APA nie będzie skalował się względem współczynnika trudności**. Sprzeczne doniesienia na temat skalowania APA względem współczynnika trudności można znaleźć także w literaturze.

W celu spełnienia warunków prawa Fitts'a, czas ruchu powinien zmieniać się proporcjonalnie wraz ze zmianą współczynnika trudności określonym wielkością celu (W) oraz odległością od niego (A) zgodnie z wyrażeniem $WT = \log_2(2A/W)$. Zmiany powyższych parametrów prowadzą do zmiany organizacji informacji na poziomie planowania motorycznego (APA), a w konsekwencji zmiany prędkości ruchu. Do tej pory niewielu autorów podejmowało temat zależności pomiędzy etapem planowania czynności ruchowej, a poziomem trudności zadania zgodnie z zasadą wymienności szybkości i dokładności ruchów (Bertucco i Cesari, 2010; Bertucco i wsp., 2013; Juras i Słomka, 2013).

Według Bertucco i Cesari (2010), wielkość APA zwiększa się proporcjonalnie wraz ze wzrostem odległości od celu. W eksperymencie tym, zadaniem wyspecjalizowanej grupy tancerzy było trafienie dużym palcem u stopy w okrągły cel, w 30-stu różnych warunkach o wzrastającym współczynniku trudności. Zdaniem tych samych autorów, zwiększenie napięcia mięśniowego było konieczne do przeniesienia całego ciała na dalszą odległość

i pozwoliło na osiągnięcie większej prędkości. Dzięki obserwacji celu, badani byli w stanie przewidzieć poziom trudności zadania, a w konsekwencji dobrać adekwatny poziom napięcia mięśniowego do skutecznego wykonania ruchu (Bertucco i Cesari, 2010). Czas występowania APA wyliczany z mięśnia piszczelowego przedniego nogi postawnej wykazał silny liniowy związek z współczynnikiem trudności, jednak tylko w sytuacji, w której współczynnik zadania określony był małą amplitudą ruchu (10, 20 i 40 cm). Zdaniem autorów, tylko przy małej amplitudzie ruchu czas był na tyle krótki, że nie pozwalał na korekty podczas jego wykonywania. Zgodnie z założeniami powyżej przytoczonego eksperymentu, czas APA_{EMG} wydłużał się wraz ze wzrostem współczynnika trudności. Taki sam kierunek zmian wykazywał zapis z platformy tensometrycznej, która w przeciwieństwie do mięśnia piszczelowego przedniego, była reprezentacją ruchu całego ciała w przestrzeni (Bertucco i Cesari, 2010). Wyniki te są sprzeczne z wynikami niniejszej pracy. Po pierwsze, szermierze podczas wypadu charakteryzowali się istotnie krótszym czasem APA w zadaniu o wyższym indeksie trudności. Po drugie, choć wyniki APA_{COP} wykazują ten sam kierunek zmian co APA_{EMG} , to jednak korelacja pomiędzy WT i APA_{COP} jest nieistotna i słaba.

Podczas, gdy prawidłowość prawa Fitts'a została potwierdzona w ruchach cyklicznych, istnieje szereg opracowań, które wskazują na złamanie jego założeń w pojedynczych ruchach kończyn oraz w zadaniach balistycznych. W badaniach Duarte i Latash (2007) oraz Duarte i Freitas (2005) czas ruchu skalował się jedynie z odległością od celu, co oznacza, że wymiennosc szybkości i dokładności ruchu nie może być przedstawiona jako proste wyrażenie logarytmiczne oparte na współczynniku trudności. Brak zmian w czasie występowania APA wraz ze zmianą wielkości celu zanotowano także podczas skoków do celu oraz rzutów lotką (Juras i wsp., 2009; Juras i Słomka, 2013). Podczas skoków do celu, badani wydłużali fazę przygotowania do skoku, ostatecznie uzyskując jednak podobne prędkości ruchu w skokach na tę samą odległość, ale do różnej wielkości celu. Podczas gry w darta, brak zmian w czasie występowania APA przypisuje się specyfice zadania, która polegała na rzucie lotką.

W eksperymencie wykonanym w tej pracy, współczynnik trudności zadania wahał się w przedziale 3,2 dla celu o szerokości 50 cm i odległości wynoszącej 145% wysokości ciała zawodniczki do 5,9 dla celu o szerokości 10 cm i odległości 155% wysokości ciała. Pomimo, że wartości współczynnika trudności zadania w przytoczonych wcześniej badaniach, mieściły się w podobnym przedziale (1 do 6), to wartość WT w tej pracy uzależniona była przede wszystkim od wielkości celu. W przeciwieństwie do zmiany szerokości, manipulacja odległością od celu miała swoje ograniczenia związane z specyfiką zadania głównego. Zwiększenie odległości przekraczająca 155% wysokości ciała sprawiała widoczne problemy

zawodniczek z osiągnięciem celu, zaś w odległości 145% cel był na tyle blisko, że dalsze zbliżanie nie wymagałoby od zawodniczek wykonania wypadu, gdyż był on w zasięgu wyciągnięcia kończyny górnej uzbrojonej. Biorąc pod uwagę istotny wpływ zmiany wielkości celu na wartość współczynnik trudności, wyniki APA_{EMG} w tej pracy są zgodne z przytoczoną literaturą (Duarte i Latash, 2007; Juras i wsp., 2009). Jednak w przeciwieństwie to tych samych autorów, w tej pracy APA występowało później w zadaniu o wyższym współczynniku trudności. Należy zwrócić uwagę na fakt, że trafianie do celu jest naturalną formą ruchu dla zawodowych szpadzistek, najczęściej przejawianą w zmiennym środowisku oraz pod presją czasu. Pchnięcie proste z wypadem w łatwych warunkach jest czynnością w pełni zautomatyzowaną i wykonywaną bez większego udziału świadomości. Prawdopodobnie zmiana warunków wykonania zadania zgodnie z prawem Fitts'a, gdzie trafienie odbywało się w stałych warunkach otoczenia, nie sprawiała większej trudności zawodniczkom. W badaniach Sorel i współautorów (2019), zadaniem grupy szermierzy było trafienie z wypadem do celu o zmiennej średnicy (5-10 cm) oraz zmiennym położeniu. Dodatkowo w wybranych warunkach, zawodnicy nie byli informowani o tym, jaka zmiana nastąpi w danym powtórzeniu. Wyniki wykazały, że szermierze wykonywali pchnięcie z wypadem istotnie wolniej w warunkach „niepewności” co do spodziewanego bodźca niż wtedy, kiedy informacja na temat zadania była dostępna przed jego rozpoczęciem. Nie wpłynęło to jednak na ogólną skuteczność zawodników. Wprawdzie autorzy nie odnoszą wyników swoich badań bezpośrednio do zasady wymienności szybkości i dokładności ruchów, jednak wnioskuje, że w zmiennym środowisku szermierze modyfikują swoje zachowanie tak, aby zachować celność kosztem szybkości wykonania natarcia z wypadem (Sorel i wsp., 2019).

Na szczególną uwagę zasługuje fakt, że podczas gdy APA_{COP} nie wykazywało skalowania względem współczynnika trudności, czas APA_{EMG} istotnie malał wraz z jego wzrostem. Podobnie jak w badaniach Bertucco i współautorów (2013), brak skalowania APA_{COP} względem WT może być interpretowany jako inny mechanizm kontroli postawy, a mianowicie wczesne dostosowanie posturalne (EPA). Według Wang i współautorów (2006) czas występowania EPA nie zmienia się również pod wpływem zmiany prędkości wykonania kroku. Istnieje więc prawdopodobieństwo, że aktywność mięśnia piszczelowego przedniego w grupie szpadzistek przejawia antycypacyjne dostosowanie postawy (APA), podczas gdy przemieszczenie COP ma na celu wytworzenie najlepszych mechanicznie warunków do wykonania natarcia z wypadem (EPA). Przyjęcie założenia, że sygnał COP odzwierciedla wczesne dostosowanie posturalne, uzasadnione jest także w charakterystyce jego przebiegu. Za moment rozpoczęcia dostosowania posturalnego wyliczanego z platformy przyjmowano punkt,

w którym zawodnik rozpoczął przemieszczenie COP w tył, a więc w kierunku przeciwnym do kierunku wykonania wypadu. Takie zachowanie mogło wynikać ze specyfiki wykonania wypadu wymagającej stworzenia warunków, które pomogą na rozwinięcie jak największej prędkości poruszania się zawodnika i jego borni w jednostce czasu. Pomimo, że EPA i APA zostały zarejestrowane w badaniach Krishnan i współautorów (2012b) w przewidzianej dla siebie sekwencji i przedziałach czasowych w pojedynczej próbie, jak dotąd w literaturze nie analizowano wystąpienia EPA i APA jako oddzielnych mechanizmów zarejestrowanych niezależnie przy pomocy dwóch urządzeń pomiarowych. Zastosowanie, w niniejszych badaniach, zarówno elektromiografii powierzchniowej jak i platform dynamograficznych znacznie zwiększyło możliwości interpretacyjne badanego zjawiska i pozwoliło na stwierdzenie rozbieżności w działaniu analizowanych sygnałów pod wpływem zmiany warunków wykonania zadania. Taki zabieg rodzi jednak kolejne hipotezy badawcze związane z rolą dostosowania posturalnego zarejestrowanego na podstawie sygnału EMG i COP oraz jego strukturą, przebiegiem i wpływem na efektywność wykonania ruchu.

Podsumowując, pomimo przyjęcia jednorodnego nazewnictwa dotyczącego zmian w sygnale EMG i COP w prezentacji wyników (APA), trudno uciec od próby rozróżnienia mechanizmu APA i EPA podczas ich interpretacji. Zastosowanie dwóch torów pomiarowych pozwoliło na zarejestrowanie różnicy w czasie występowania i charakterystyce dostosowania posturalnego wskazując na dalszą konieczność badań, które pozwolą jednoznacznie określić działanie i rolę tych mechanizmów w inicjacji wypadu szermierczego. Praca ta posiada swoje ograniczenia. Przede wszystkim, analizie poddano jedynie jedną zmienną opisującą APA, którą był czas. Dodatkowe wyznaczenie wielkości i amplitudy APA pozwoliłoby uzyskać większy zakres informacji na temat posturalnego dostosowania zawodnika podczas wykonania wypadu szermierczego oraz wykazać kompensacje wynikające ze skróconego czasu jego trwania. Po drugie, analizie poddano dwa mięśnie posturalne, z których wyznaczenie czasu APA było możliwe jedynie z mięśnia piszczelowego przedniego. Poszerzenie badań o analizę aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni kończyn dolnych i tułowia pozwoliłoby na charakterystykę zmiany rekrutacji mięśni posturalnych podczas przygotowania do ruchu. W przyszłości, należy kontynuować wybrany kierunek badań nie tylko ze względu na potrzebę charakterystyki procesu stabilizacji układu ciała przed wykonaniem wypadu, ale także w celu określenia jego związku z efektywnością zawodnika. Warto zatem uzupełnić wyniki badań o zmienne związane z ruchem dowolnym (szybkość, przyspieszenie), celnością i czasem reakcji, które pozwolą określić związek pomiędzy etapem planowania czynności ruchowej a jej wykonaniem. Można także poszerzyć badania o analizę dostosowania posturalnego podczas prób

wykonanych źle lub niecelnie. Badania prowadzone w tym kierunku mogą w przyszłości pozwolić na optymalizowanie treningu szermierczego i zawęzić współpracę na linii naukowiec - trener. Niezależnie od podjętego kierunku badań, należy jednak pamiętać o zasadności rejestrowania mechanizmów kontroli postawy zarówno przy pomocy posturografii, jak i elektromiografii powierzchniowej.

6. Wnioski

Analiza wyników badań pozwoliła na sformułowania następujących wniosków:

1. Czas występowania antycypacyjnego dostosowania posturalnego zarejestrowany przy pomocy elektromiografii powierzchniowej oraz posturografii był uzależniony od umiejętności wykonania wypadu szermierczego i występował później w grupie szpadzistek w porównaniu do grupy kontrolnej, co mogło być wynikiem automatyzacji wykonania wypadu wśród szpadzistek. Ponadto, mechanizm obserwowany w grupie kontrolnej może być rozpatrywany jako wczesne, a nie antycypacyjne dostosowanie posturalne.
2. Zmiana warunków posturalnych związana ze zmianą szerokości płaszczyzny podparcia w postawie szermierczej nie miała istotnego wpływu na czas APA_{COP} i APA_{EMG} w grupie szpadzistek oraz APA_{COP} w grupie kontrolnej. Istotna zmiana w czasie APA_{EMG} została zarejestrowana w grupie kontrolnej.
3. APA_{COP} i APA_{EMG} w grupie szpadzistek oraz APA_{COP} w grupie kontrolnej występowało najwcześniej podczas wykonania wypadu na własne tempo i opóźniało się w warunkach reakcji prostej i z wyborem wykazując podobne wartości. Czas APA_{EMG} w grupie kontrolnej wykazywał odwrotną zależność.
4. Stopień trudności zadania określony na podstawie zasady wymienności dokładności i szybkości ruchów nie miał wpływu na czas występowania APA_{COP} w badanej grupie. Zaobserwowano jednak efekt skalowania współczynnika trudności z czasem występowania APA_{EMG} sugerując, że APA_{COP} i APA_{EMG} mogą być dwoma niezależnymi mechanizmami.

ANTYCYPACYJNE DOSTOSOWANIE POSTURALNE W WYPADZIE SZERMIERCZYM

Streszczenie

Proces sterowania postawą ciała człowieka warunkuje zarówno skuteczność wykonywania czynności dnia codziennego, jak i efektywność techniczno-taktyczną zawodnika podczas walki sportowej. W związku z tym, celem niniejszej pracy było określenie wpływu warunków wykonania (własne tempo, reakcja na bodziec), pozycji wyjściowej (szerokość płaszczyzny podparcia) oraz odległości i wielkości celu na czas występowania antycypacyjnego dostosowania posturalnego w wypadzie szermierczym.

W badaniach uczestniczyło 8 zawodniczek kadry narodowej w szpadzie (wiek $21,8 \pm 3,27$, wysokość ciała $173,6 \pm 10,49$, masa ciała $64,8 \pm 8,62$) oraz 10 studentek AWF Katowice (wiek $21,4 \pm 0,8$, wysokość ciała $161,7 \pm 6,07$, masa ciała $58,5 \pm 6,3$), które zostały zaznajomione z techniką wykonania wypadu szermierczego. Każdorazowo zadaniem badanych było wykonanie pchnięcia prostego z wypadem jak najszybciej w określony cel w różnych warunkach startowych. W pierwszej części eksperymentu badane wykonywały pchnięcie proste z wypadem w cel o wysokości 50 cm ze swojej preferowanej postawy szermierczej, następnie z postawy, w której odległość pomiędzy stopami badanej była zwiększona, a następnie zmniejszona o 20%. We wszystkich trzech wariantach ustawienia stóp, badana wykonywała pchnięcie z wypadem w warunkach na własne tempo, reakcji prostej oraz reakcji złożonej. W drugiej części eksperymentu brały udział jedynie szpadzistki, a ich zadaniem było trafienie z wypadem w cel o wysokości 50 i 10 cm z trzech różnych odległości odpowiadających kolejno 145%, 150% i 155% wysokości ciała badanej.

W celu zarejestrowania początku ruchu wykorzystano bezprzewodowy akcelerometr 3D (Noraxon). Antycypacyjne dostosowanie posturalne było rejestrowane przy pomocy elektromiografii powierzchniowej (Noraxon, Telemetry DTS Desk Receiver) z mięśnia piszczelowego przedniego (APA_{EMG}) oraz platformy dynamograficznej (AMTI, AccuGait, USA) na podstawie przebiegu ścieżki COP (APA_{COP}). Wszystkie urządzenia zostały zsynchronizowane w programie MaxPro, a obliczenia wykonane w środowisku MatLab.

Wyniki badań wykazują, że szpadzistki charakteryzują się późniejszym czasem występowania dostosowania posturalnego w porównaniu do grupy kontrolnej, niezależnie od warunków rozpoczęcia wypadu. Antycypacyjne dostosowanie posturalne w grupie szpadzistek (APA_{EMG} i APA_{COP}) oraz w grupie kontrolnej (APA_{COP}) występowało istotnie wcześniej podczas wykonania wypadu na własne tempo niż w warunkach reakcyjnych ($p < 0,05$). Zmiana

wielkości płaszczyzny podparcia nie wpłynęła na czas APA_{EMG} i APA_{COP} w grupie szpadzistek oraz APA_{COP} w grupie kontrolnej. Wykazano jednak istotne, odwrotne zmiany w czasie występowania APA_{EMG} w grupie kontrolnej ($p < 0,05$). Wśród szpadzistek zaobserwowano efekt skalowania czasu APA_{EMG} ze współczynnikiem trudności zadania, podczas gdy APA_{COP} nie wykazało istotnej korelacji ze współczynnikiem trudności.

Późniejsze występowanie APA w grupie szpadzistek może wynikać z wysokiej automatyzacji nawyku ruchowego (trafienie z wypadem), nabytego w trakcie długoletniego, specjalistycznego treningu. Różnice w czasie występowania APA_{EMG} i APA_{COP} związane ze zmianą wielkości płaszczyzny podparcia i warunków reakcyjnych oraz brak efektu skalowania czasu APA_{COP} zgodnie z zasadą wymienności szybkości i dokładności ruchów mogą wskazywać na zarejestrowanie w niniejszej pracy dwóch niezależnych mechanizmów kontroli wyprzedzającej - wczesnego i antycypacyjnego dostosowania posturalnego.

ANTICIPATORY POSTURAL ADJUSTMENTS DURING LUNGE IN FENCING

Summary

The proper process of motor control determines both the effective performance of activities of daily living and the technical and tactical effectiveness of an athlete during a sport fight. Therefore, the purpose of this study was to determine the impact of performance conditions (self-paced, reaction response), starting position (width of the base of support) and distance and size of the target for the onset of the anticipatory postural adjustment during lunge in fencing.

The study included 8 elite epee fencers, members of Polish National Team (age 21.8 ± 3.27 , body height 173.6 ± 10.49 , body weight 64.8 ± 8.62) and 10 students of the Academy of Physical Education in Katowice (age 21.4 ± 0.8 , body height 161.7 ± 6.07 , body weight 58.5 ± 6.3) who were familiar with the technique of fencing lunge. All the participants were women. The main task was to perform a simple attack with lunge as rapid as possible at a specific target in various starting conditions. In the first part of the experiment, the subjects performed a simple attack with lunge to 50 cm wide target starting from their preferred en garde position, and then from en garde position in which the distance between the subject's feet was increased and reduced by 20%. In all three variants of foot positioning, the subject performed a simple attack with a lunge in three reaction response conditions: self-paced, simple and choice reaction time. In the second part of the experiment, took part only the group of fencers. Their task was to hit a 50 cm and 10 cm wide target with simple attack with lunge from three different distances from the target, corresponding to 145%, 150% and 155% of the height of the examined subject.

To record the onset of the fencing lunge, a 3D wireless accelerometer (Noraxon) was used. Anticipatory postural adjustment was measured by surface electromyography (Noraxon, Telemetry DTS Desk Receiver) from the anterior tibialis muscle (APA_{EMG}) and by the force platform (AMTI, AccuGait, USA) based on the COP pathway (APA_{COP}). All devices have been synchronized using the MaxPro software.

The results show that fencers are characterised by later onset of anticipatory postural adjustments compared to the control group, regardless of the starting conditions. Anticipatory postural adaptation in the fencers (APA_{EMG} and APA_{COP}) and in the control group (APA_{COP}) occurred significantly earlier when performing a lunge in self-paced manner than under reaction time conditions ($p < 0.05$). The changes in the base of the support did not affect the time of APA_{EMG} and APA_{COP} in the fencers and APA_{COP} in the control group. However, significant and

inversed changes were observed in the time of APA_{EMG} in the control group in comparison to fencers in reaction response and base of support conditions ($p < 0.05$). Among the fencers, the onset of APA_{EMG} scaled with the task difficulty index, while APA_{COP} did not show a significant correlation with the index of difficulty.

The later in the onset of APA in fencers may be a result of the fact, that the simple attack with lunge is basic motor skill, which is highly automated during years of training and performed in each training session under various of starting conditions. The differences in the onset of APA_{EMG} and APA_{COP} under different starting conditions, as well as lack of the effect of APA_{COP} scaling with index of difficulty indicate, that in this study, two independent mechanisms of feedforward motor control were observed - early and anticipatory postural adjustments.

Bibliografia

1. Aloraini, S.M., Glazebrook, C.M., Sibley, K.M., Singer, J., Passmore, S. (2019) Anticipatory postural adjustments during a Fitts' task: Comparing young versus older adults and the effects of different foci of attention. *Human Movement Science*. 64, 366–377.
2. Aquili, A., Tancredi, V., Triossi, T., De Danctis, D., Padua, E., D'arcangelo, G., Melchiorri, G. (2013) Performance analysis in Saber. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 27(3), 624–630.
3. Aruin, A.S. (2016) Enhancing Anticipatory Postural Adjustments: A Novel Approach to Balance Rehabilitation. *Journal of Novel Physiotherapies*. 06(02), 144.
4. Aruin, A.S. (2006) The effect of asymmetry of posture on anticipatory postural adjustments. *Neuroscience Letters*. 401(1–2), 150–153.
5. Aruin, A.S. (2003) The effect of changes in the body configuration on anticipatory postural adjustments. *Motor control*. 7(3), 264–77.
6. Aruin, A.S. (2002) The Organization of Anticipatory Postural Adjustments. *Journal of Automatic Control*. 12(1), 31–37.
7. Aruin, A.S., Forrest, W.R., Latash, M.L. (1998) Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*. 109(4), 350–359.
8. Aruin, A.S., Kanekar, N., Lee, Y.-J., Ganesan, M. (2015) Enhancement of anticipatory postural adjustments in older adults as a result of a single session of ball throwing exercise. *Experimental Brain Research*. 233(2), 649–655.
9. Aruin, A.S., Latash, M.L. (1996) Anticipatory postural adjustments during self-initiated perturbations of different magnitude triggered by a standard motor action. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*. 101(6), 497–503.
10. Aruin, A.S., Latash, M.L. (1995a) Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. *Experimental Brain Research*. 103(2), 323–332.
11. Aruin, A.S., Latash, M.L. (1995b) The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. *Experimental Brain Research*. 106(2), 291–300.
12. Aruin, A.S., Ota, T., Latash, M.L. (2001) Anticipatory postural adjustments associated with lateral and rotational perturbations during standing. *Journal of Electromyography and*

-
- Kinesiology*. 11(1), 39–51.
13. Assaiante, C., Amblard, B., Woollacott, M. (2000) Development of postural adjustment during gait initiation: Kinematic and emg analysis. *Journal of Motor Behavior*. 32(3), 211–226.
 14. Asseman, F.B., Caron, O., Crémieux, J. (2008) Are there specific conditions for which expertise in gymnastics could have an effect on postural control and performance? *Gait and Posture*. 27(1), 76–81.
 15. De Azevedo, A.K.E.C., Claudino, R., Conceição, J.S., Swarowsky, A., Dos Santos, M.J. (2016) Anticipatory and compensatory postural adjustments in response to external lateral shoulder perturbations in subjects with Parkinson's disease. *PLoS ONE*. 11(5), e0155012.
 16. Balkó, Š., Borysiuk, Z., Balkó, I., Špulák, D. (2016) The influence of different performance level of fencers on muscular coordination and reaction time during the fencing lunge. *Archives of Budo*. 12, 49–59.
 17. Baltich, J., Von Tscherner, V., Nigg, B.M. (2015) Degradation of postural control with aging. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 229(9), 638–644.
 18. Belenkiy, V.E., Gurfinkel, V.S., Paltsev, E.I. (1967) Control elements of voluntary movements. *Biofizika*. 12(1), 135–41.
 19. Benvenuti, F., Stanhope, S., Thomas, S., Panzer, V., Hallett, M. (1997) Flexibility of anticipatory postural adjustments revealed by self-paced and reaction-time arm movements. *Brain Research*. 761(1), 59–70.
 20. Bertuccio, M., Cesari, P. (2010) Does movement planning follow Fitts' law? Scaling anticipatory postural adjustments with movement speed and accuracy. *Neuroscience*. 171(1), 205–13.
 21. Bertuccio, M., Cesari, P., Latash, M.L. (2013) Fitts' Law in early postural adjustments. *Neuroscience*. 231, 61–69.
 22. Bigongiari, A., Cotta, R.F., Coelho, T., Souza, A., Adão, S.C., Lima, A.P.A., Prado, C.D., Araujo, R.C., Mochizuki, L. (2010) The anticipatory and compensatory adjustments during trunk extension in children. *Brazilian Journal of Biomechanics*. 11(26), 1–6.
 23. Błaszczyk, J.W. (1993) Kontrola Stabilności Postawy Ciała. *Kosmos*. 42(2), 473–486.
 24. Bleuse, S., Cassim, F., Blatt, J.L., Labyt, E., Derambure, P., Guieu, J.D., Defebvre, L. (2006) Effect of age on anticipatory postural adjustments in unilateral arm movement. *Gait and Posture*. 24(2), 203–210.
 25. Bompa, T., Zajac, A., Waśkiewicz, Z., Chmura, J. (2013) *Przygotowanie sprawnościowe w*

- zespołowych grach sportowych*. Katowice: Akademia Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki.
26. Borysiuk, Z. (2008) Psychomotor Reactions in Fencing Dependence of stimuli type. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*. 10(3), 223–229.
 27. Borysiuk, Z., Markowska, N., Niedzielski, M. (2014) Analysis of the fencing lunge based on the response to a visual stimulus and a tactile stimulus. *Journal of Combat Sports and Martial Arts*. 5(2), 117–122.
 28. Borysiuk, Z., Waśkiewicz, Z. (2008) Information Processes, Stimulation and Perceptual Training in Fencing. *Journal of Human Kinetics*. 19, 63–82.
 29. Bottoms, L., Greenhalgh, A., Sinclair, J. (2013) Kinematic determinants of weapon velocity during the fencing lunge in experienced epee fencers. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 15(4), 109–113.
 30. Bottoms, L.M., Sinclair, J., Gabrysz, T., Szmatlan-Gabrysz, U., Price, M.J. (2011) Physiological responses and energy expenditure to simulated epee fencing in elite female fencers. *Serbian Journal of Sports Sciences*. 5(1), 17–20.
 31. Bouisset, S., Do, M.C. (2008) Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiologie Clinique*. 38(6), 345–362.
 32. Bouisset, S., Richardson, J., Zattara, M. (2000) Are amplitude and duration of anticipatory postural adjustments identically scaled to focal movement parameters in humans? *Neuroscience Letters*. 278(3), 153–156.
 33. Bouisset, S., Zattara, M. (1987) Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *Journal of biomechanics*. 20(8), 735–42.
 34. Bussey, M.D., Castro, M.P. de, Aldabe, D., Shemmell, J. (2018) Sex differences in anticipatory postural adjustments during rapid single leg lift. *Human Movement Science*. 57, 417–425.
 35. Chang, W.-H., Tang, P.-F., Wang, Y.-H., Lin, K.-H., Chiu, M.-J., Chen, S.-H.A. (2010) Role of the premotor cortex in leg selection and anticipatory postural adjustments associated with a rapid stepping task in patients with stroke. *Gait & Posture*. 32(4), 487–493.
 36. Chen, B., Lee, Y.J., Aruin, A.S. (2015) Anticipatory and compensatory postural adjustments in conditions of body asymmetry induced by holding an object. *Experimental Brain Research*. 233(11), 3087–3096.
 37. Chen, L., Nelson, D.R., Zhao, Y., Cui, Z., Johnston, J.A. (2013) Relationship between muscle mass and muscle strength, and the impact of comorbidities: A population-based, Cross-

- sectional study of older adults in the United States. *BMC Geriatrics*. 13(1), 74.
38. Cordo, P.J., Nashner, L.M. (1982) Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *Journal of Neurophysiology*. 47(2), 287–302.
 39. Crenna, P., Frigo, C. (1991) A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *The Journal of physiology*. 437, 635–53.
 40. Crenna, P., Frigo, C., Massion, J., Pedotti, A. (1987) Forward and backward axial synergies in man. *Experimental Brain Research*. 65(3), 538–548.
 41. Czajkowski, Z. (1987) *Szermierka. Floret*. Warszawa: Sport i Turystyka.
 42. Czajkowski, Z. (1984) *Taktyka i psychologia w szermierce. Część I*. Katowice: Wydawnictwo Akademii Wychowania Fizycznego.
 43. Czajkowski, Z. (2007) *Taktyka i psychologia w szermierce*. Katowice: AWF Katowice.
 44. Czajkowski, Z. (2009) The Essence and Importance of Sense of Timing in Fencing. *Studies in Physical Culture & Tourism*. 16(3), 241–247.
 45. Czajkowski, Z. (1988) *Trening szermierza. Wybrane zagadnienia. Cz. I*. Katowice: AWF Katowice.
 46. Delafontaine, A., Vialleron, T., Hussein, T., Yiou, E., Honeine, J.-L., Colnaghi, S. (2019) Anticipatory Postural Adjustments During Gait Initiation in Stroke Patients. *Frontiers in Neurology*. 10(352), 1–18.
 47. Delval, A., Krystkowiak, P., Blatt, J.L., Labyt, E., Destée, A., Derambure, P., Defebvre, L. (2005) Differences in anticipatory postural adjustments between self-generated and triggered gait initiation in 20 healthy subjects. *Neurophysiologie Clinique*. 35(5–6), 180–190.
 48. Dibble, L.E., Nicholson, D.E., Shultz, B., MacWilliams, B.A., Marcus, R.L., Moncur, C. (2004) Sensory cueing effects on maximal speed gait initiation in persons with Parkinson's disease and healthy elders. *Gait and Posture*. 19(3), 215–225.
 49. Do, M.C., Yiou, E. (1999) Do centrally programmed anticipatory postural adjustments in fast stepping affect performance of an associated „touche” movement? *Experimental Brain Research*. 129(3), 0462–0466.
 50. Doğan, B. (2009) Multiple-choice reaction and visual perception in female and male elite athletes. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 49(1), 91–6.
 51. Donath, L., Roth, R., Ruegge, A., Groppa, M., Zahner, L., Faude, O. (2013) Effects of slackline training on balance, jump performance & muscle activity in young children. *International Journal of Sports Medicine*. 34(12), 1093–1098.
 52. Duarte, M., Freitas, S.M.S.F. (2005) Speed-accuracy trade-off in voluntary postural movements. *Motor Control*. 9(2), 180–196.

53. Duarte, M., Latash, M.L. (2007) Effects of postural task requirements on the speed–accuracy trade-off. *Experimental Brain Research*. 180(3), 457–467.
54. Ebrahimabadi, Z., Naimi, S.S., Rahimi, A., Sadeghi, H., Hosseini, S.M., Baghban, A.A., Arslan, S.A. (2018) Investigating the anticipatory postural adjustment phase of gait initiation in different directions in chronic ankle instability patients. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 22(1), 40–45.
55. Eckerle, J.J., Berg, W.P., Ward, R.M. (2012) The effect of load uncertainty on anticipatory muscle activity in catching. *Experimental Brain Research*. 220(3–4), 311–318.
56. Fitts, P.M. (1954) The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology*. 47(6), 381–391.
57. Forrest, W.R. (1997) Anticipatory postural adjustment and T'ai Chi Ch'uan. W *Biomedical Sciences Instrumentation*. 65–70.
58. Friedli, W.G., Hallett, M., Simon, S.R. (1984) Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements 1. Electromyographic data. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*. 47(6), 611–22.
59. Gantchev, G.N., Dimitrova, D.M. (1996) Anticipatory postural adjustments associated with arm movements during balancing on unstable support surface. *International journal of psychophysiology*. 22(1–2), 117–22.
60. Geil, M.D. (2002) The role of footwear on kinematics and plantar foot pressure in fencing. *Journal of Applied Biomechanics*. 18(2), 155–162.
61. Gelfand, I., Gurfinkel, V., Fomin, S., Tsetlin, M. (1966) *Models of the Structural-Functional Organization of Certain Biological Systems*. Moskwa: Nauka.
62. Gendre, M., Yiou, E., Gélat, T., Honeine, J.L., Deroche, T. (2016) Directional specificity of postural threat on anticipatory postural adjustments during lateral leg raising. *Experimental Brain Research*. 234(3), 659–671.
63. Gholipour, M., Tabrizi, A., Farahmand, F. (2008) Kinematics Analysis of Lunge Fencing Using Stereophotogrametry. *World Journal of Sport Sciences*. 1(1), 32–37.
64. Girolami, G.L., Shiratori, T., Aruin, A.S. (2010) Anticipatory postural adjustments in children with typical motor development. *Experimental Brain Research*. 205(2), 153–165.
65. Gresham-Fiegel, C.N., House, P.D., Zupan, M.F. (2013) The effect of nonleading foot placement on power and velocity in the fencing lunge. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 27(1), 57–63.
66. Gutiérrez-Dávila, M., Javier Rojas, F., Antonio, R., Navarro, E. (2013a) Effect of uncertainty on the reaction response in fencing. *Research quarterly for exercise and sport*. 84(1), 16–23.

67. Gutiérrez-Dávila, M., Rojas, F.J., Antonio, R., Navarro, E. (2013b) Response timing in the lunge and target change in elite versus medium-level fencers. *European Journal of Sport Science*. 13(4), 364–371.
68. Gutiérrez-Dávila, M., Zingsem, C., Gutiérrez-Cruz, C., Giles, F.J., Rojas, F.J. (2014) Effect of uncertainty during the lunge in fencing. *Journal of sports science & medicine*. 13(1), 66–72.
69. Halliday, S.E., Winter, D.A., Frank, J.S., Patla, A.E., Prince, F. (1998) The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson's disease subjects. *Gait and Posture*. 8(1), 8–14.
70. Hass, C.J., Bishop, M.D., Doidge, D., Wikstrom, E.A. (2010) Chronic Ankle Instability Alters Central Organization of Movement. *The American Journal of Sports Medicine*. 38(4), 829–834.
71. Hassan, S., Klauck, J. (1998) Kinematics of lower and upper extremities motions during the fencing lunge: results and training implications. *ISBS-Conference Proceeding*, 170–173.
72. Hay, L., Bard, C., Fleury, M., Teasdale, N. (1996) Availability of visual and proprioceptive afferent messages and postural control in elderly adults. *Experimental Brain Research*. 108(1), 129–139.
73. Hess, W.R. (1943) Teleokinetisches und Ereismatisches Kraftesystem in Biomotorik. *Helv. Physiol. Pharm. Acta.* 162-163.
74. Hijazi, M.M.K. (2013) Attention, Visual Perception and their Relationship to Sport Performance in Fencing. *Journal of Human Kinetics*. 39, 195–201.
75. Hopkins, W.G., Marshall, S.W., Batterham, A.M., Hanin, J. (2009) Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 41(1), 3–12.
76. Horak, F.B. (1987) Clinical measurement of postural control in adults. *Physical therapy*. 67(12), 1881–5.
77. Horak, F.B., Esselman, P., Anderson, M.E., Lynch, M.K. (1984) The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*. 47(9), 1020–8.
78. Hrysomallis, C. (2011) Balance ability and athletic performance. *Sports Medicine*. 41(3), 221–232.
79. Huntley, A.H., Zettel, J.L. (2015) Effects of temporal and spatial cueing on anticipatory postural control in a rapid interceptive task. *Neuroscience Letters*. 592, 82–87.
80. Hussein, T., Yiou, E., Larue, J. (2013) Age-related differences in motor coordination during

- simultaneous leg flexion and finger extension: Influence of temporal pressure. *PLoS ONE*. 8(12), e83064.
81. Ida, H., Mohapatra, S., Aruin, A. (2017) Control of vertical posture while elevating one foot to avoid a real or virtual obstacle. *Experimental Brain Research*. 235(6), 1677–1687.
 82. Ilmane, N., LaRue, J. (2008) Modulation of anticipatory postural adjustments in a complex task under different temporal constraints. *Motor Control*. 12(4), 330–347.
 83. Ilmane, N., LaRue, J. (2011) Postural and focal inhibition of voluntary movements prepared under various temporal constraints. *Acta Psychologica*. 136(1), 1–10.
 84. Inglin, B., Woollacott, M. (1988) Age-related changes in anticipatory postural adjustments associated with arm movements. *Journal of gerontology*. 43(4), M105-13.
 85. Jacobs, J.V., Lou, J., Kraakevik, J., Horak, F. (2009) The supplementary motor area contributes to the timing of the anticipatory postural adjustment during step initiation in participants with and without Parkinson’s disease. *Neuroscience*. 164(2), 877–885.
 86. Jacobs, J. V., Henry, S.M., Nagle, K.J. (2010) Low back pain associates with altered activity of the cerebral cortex prior to arm movements that require postural adjustment. *Clinical Neurophysiology*. 121(3), 431–440.
 87. Jacobs, J. V., Horak, F.B. (2007) External postural perturbations induce multiple anticipatory postural adjustments when subjects cannot pre-select their stepping foot. *Experimental Brain Research*. 179(1), 29–42.
 88. Jacobs, Jesse V, Nutt, J.G., Carlson-Kuhta, P., Stephens, M., Horak, F.B. (2009) Knee trembling during freezing of gait represents multiple anticipatory postural adjustments. *Experimental Neurology*. 215(2), 334–341.
 89. Jones, P., Sorinola, I., Strutton, P.H. (2014) Effect of dual tasking on postural responses to rapid lower limb movement while seated on an exercise ball. *Gait and Posture*. 40(2), 297–304.
 90. Juras, G., Słomka, K. (2013) Anticipatory postural adjustments in dart throwing. *Journal of human kinetics*. 37, 39–45.
 91. Juras, G., Słomka, K., Latash, M. (2009) Violations of fitts’ law in a ballistic task. *Journal of Motor Behavior*. 41(6), 525–528.
 92. Kanekar, N., Aruin, A.S. (2015) Improvement of anticipatory postural adjustments for balance control: Effect of a single training session. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 25(2), 400–405.
 93. Kennefick, M., Wright, A.D., Smirl, J.D., van Donkelaar, P. (2018) Anticipatory postural adjustments as a function of response complexity in simple reaction time tasks. *Neuroscience*

- Letters*. 684, 1–5.
94. King, A.C., Wang, Z. (2017) Asymmetrical stabilization and mobilization exploited during static single leg stance and goal directed kicking. *Human Movement Science*. 54, 182–190.
 95. King, L.A., St George, R.J., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J.G., Horak, F.B. (2010) Preparation for compensatory forward stepping in Parkinson's disease. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 91(9), 1332–1338.
 96. Klous, M., Mikulic, P., Latash, M.L. (2012) Early postural adjustments in preparation to whole-body voluntary sway. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 22(1), 110–116.
 97. Klous, M., Mikulic, P., Latash, M.L. (2011) Two aspects of feedforward postural control: anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments. *Journal of Neurophysiology*. 105(5), 2275–2288.
 98. Krishnamoorthy, V., Latash, M.L. (2005) Reversals of anticipatory postural adjustments during voluntary sway in humans. *The Journal of physiology*. 565(2), 675–684.
 99. Krishnan, V., Aruin, A.S., Latash, M.L. (2011) Two stages and three components of the postural preparation to action. *Experimental Brain Research*. 212(1), 47–63.
 100. Krishnan, V., Kanekar, N., Aruin, A.S. (2012a) Anticipatory postural adjustments in individuals with multiple sclerosis. *Neuroscience Letters*. 506(2), 256–260.
 101. Krishnan, V., Latash, M.L., Aruin, A.S. (2012b) Early and late components of feed-forward postural adjustments to predictable perturbations. *Clinical Neurophysiology*. 123(5), 1016–1026.
 102. Latash, M.L. (2012) *Fundamentals of motors control*. Elsevier.
 103. Latt, M.D., Lord, S.R., Morris, J.G.L., Fung, V.S.C. (2009) Clinical and physiological assessments for elucidating falls risk in Parkinson's disease. *Movement Disorders*. 24(9), 1280–1289.
 104. Lee, W.A., Buchanan, T.S., Rogers, M.W. (1987) Effects of arm acceleration and behavioral conditions on the organization of postural adjustments during arm flexion. *Experimental brain research*. 66(2), 257–70.
 105. Lee, Y.-J., Aruin, A.S. (2013) Three components of postural control associated with pushing in symmetrical and asymmetrical stance. *Experimental Brain Research*. 228(3), 341–351.
 106. Lepers, R., Brenière, Y. (1995) The role of anticipatory postural adjustments and gravity in gait initiation. *Experimental Brain Research*. 107(1), 118–124.
 107. Liu, W.Y., Lin, Y.H., Lien, H.Y., Hsu, L.Y., Tsai, Y.J., Liao, C.F., Tang, S.F.T. (2015) Within-session acquisition of anticipatory postural adjustments during forward reaching task. *Clinical Neurology and Neurosurgery*. 129(1), S53–S57.

-
108. Luchies, C.W., Schiffman, J., Richards, L.G., Thompson, M.R., Bazuin, D., DeYoung, A.J. (2002) Effects of age, step direction, and reaction condition on the ability to step quickly. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*. 57(4), M246–M249.
109. Mancini, M., Zampieri, C., Carlson-Kuhta, P., Chiari, L., Horak, F.B. (2009) Anticipatory postural adjustments prior to step initiation are hypometric in untreated Parkinson's disease: An accelerometer-based approach. *European Journal of Neurology*. 16(9), 1028–1034.
110. Marshall, P.W.M., Romero, R., Brooks, C. (2014) Pain reported during prolonged standing is associated with reduced anticipatory postural adjustments of the deep abdominals. *Experimental Brain Research*. 232(11), 3515–3524.
111. Massé-Alarie, H., Neige, C., Bouyer, L.J., Mercier, C. (2018) Modulation of Corticospinal Excitability of Trunk Muscles in Preparation of Rapid Arm Movement. *Neuroscience*. 369, 231–241.
112. Massion, J. (1992) Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in neurobiology*. 38(1), 35–56.
113. Mehravar, M., Yadollah-Pour, N., Tajali, S., Shaterzadeh-Yazdi, M.J., Majdinasab, N. (2015) The role of anticipatory postural adjustments and compensatory control of posture in balance control of patients with multiple sclerosis. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*. 15(5), 1550087.
114. Milia, R., Silvana, R., Pinna, M., Palazzolo, G., Sanna, I., Omeri, M., Piredda, S., Migliaccio, G., Concu, A., Crisafulli, A. (2013) Physiological responses and energy expenditure during competitive fencing. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*. 39(3), 324–328.
115. Minvielle, G., Audiffren, M. (2000) Study of anticipatory postural adjustments in an air pistol-shooting task. *Perceptual and Motor Skills*. 91(4), 1151–1168.
116. Mizusawa, H., Jono, Y., Iwata, Y., Kinoshita, A., Hiraoka, K. (2017) Processes of anticipatory postural adjustment and step movement of gait initiation. *Human Movement Science*. 52, 1–16.
117. Mochizuki, G., Ivanova, T.D., Garland, S.J. (2004) Postural muscle activity during bilateral and unilateral arm movements at different speeds. *Experimental Brain Research*. 155(3), 352–361.
118. Mornieux, G., Gehring, D., Fürst, P., Gollhofer, A. (2014) Anticipatory postural adjustments during cutting manoeuvres in football and their consequences for knee injury risk. *Journal of Sports Sciences*. 32(13), 1255–1262.
119. Morys, M. (1987) Nauczanie i doskonalenie wypadu szermierczego. *Sport Wyczynowy*. 11,

- 19–25.
120. Mouelhi Guizani, S., Tenenbaum, G., Bouzaouach, I., Ben Kheder, A., Feki, Y., Bouaziz, M. (2006) Information-processing under incremental levels of physical loads: comparing racquet to combat sports. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 46(2), 335–43.
121. Nam, H.-S., Kim, J.-H., Lim, Y.-J. (2017) The Effect of the Base of Support on Anticipatory Postural Adjustment and Postural Stability. *The Journal of Korean Physical Therapy*. 29(3), 135–141.
122. Ng, T.H.B., Sowman, P.F., Brock, J., Johnson, B.W. (2011) Premovement brain activity in a bimanual load-lifting task. *Experimental Brain Research*. 208(2), 189–201.
123. Noé, F. (2006) Modifications of anticipatory postural adjustments in a rock climbing task: The effect of supporting wall inclination. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 16(4), 336–341.
124. Nouillot, P., Bouisset, S., Do, M.C. (1992) Do fast voluntary movements necessitate anticipatory postural adjustments even if equilibrium is unstable? *Neuroscience letters*. 147(1), 1–4.
125. Paillard, T. (2017) Plasticity of the postural function to sport and/or motor experience. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 72, 129–152.
126. Paillard, T., Costes-Salon, C., Lafont, C., Dupui, P. (2002) Are there differences in postural regulation according to the level of competition in judoists? *British Journal of Sports Medicine*. 36(4), 304–305.
127. Pedotti, A., Crenna, P., Deat, A., Frigo, C., Massion, J. (1989) Postural synergies in axial movements: short and long-term adaptation. *Experimental Brain Research*. 74(1), 3–10.
128. Le Pellec, A., Maton, B. (2000) Anticipatory postural adjustments depend on final equilibrium and task complexity in vertical high jump movements. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 10(3), 171–178.
129. Pfusterschmied, J., Stöggl, T., Buchecker, M., Lindinger, S., Wagner, H., Müller, E. (2013) Effects of 4-week slackline training on lower limb joint motion and muscle activation. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 16(6), 562–566.
130. Plamondon, R., Alimi, A.M. (1997) Speed/accuracy trade-offs in target-directed movements. *Behavioral and Brain Sciences*. 20(2), 279–349.
131. Pollock, A.S., Durward, B.R., Rowe, P.J., Paul, J.P., Pollock, A.S., Durward, B.R., Rowe, P.J. (2000) What is balance? *Clinical Rehabilitation*. 14(4), 402–406.
132. Di Rienzo, F., Barlaam, F., Daligault, S., Delpuech, C., Roy, A.C., Bertrand, O., Jerbi, K., Schmitz, C. (2019) Tracking the acquisition of anticipatory postural adjustments during a

- bimanual load-lifting task: A MEG study. *Human Brain Mapping*. 40(10), 2955–2966.
133. Rocchi, L., Chiari, L., Mancini, M., Carlson-Kuhta, P., Gross, A., Horak, F.B. (2006) Step initiation in Parkinson's disease: Influence of initial stance conditions. *Neuroscience Letters*. 406(1–2), 128–132.
134. Rogers, M.W., Kennedy, R., Palmer, S., Pawar, M., Reising, M., Martinez, K.M., Simuni, T., Zhang, Y., Mackinnon, C.D. (2011) Postural preparation prior to stepping in patients with Parkinson's disease. *Journal of Neurophysiology*. 106(2), 915–924.
135. Rogers, M.W., Pai, Y.C. (1990) Dynamic transitions in stance support accompanying leg flexion movements in man. *Experimental brain research*. 81(2), 398–402.
136. Roi, G.S., Bianchedi, D. (2008) The Science of Fencing. Implications for Performance and Injury Prevention. *Sports Medicine*. 38, 465–481.
137. Rossi, B., Zani, A., Taddei, F., Pesce, C. (1992) Chronometric aspects of information processing in high level fencers as compared to nonathletes: An ERPS and RT study. *Journal of Human Movement Studies*. 23(1), 17–28.
138. Saito, H., Yamanaka, M., Kasahara, S., Fukushima, J. (2014) Relationship between improvements in motor performance and changes in anticipatory postural adjustments during whole-body reaching training. *Human movement science*. 37, 69–86.
139. Santos, L., Fernández-Río, J., Fernández-García, B., Due Jakobsen, M. (2014) The effects of supervised Slackline Training on postural balance in judoists. *Medicina dello Sport*. 67(4), 539–553.
140. Santos, M.J., Kanekar, N., Aruin, A.S. (2010) The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 20(3), 388–397.
141. Scariot, V., Rios, J.L., Claudino, R., dos Santos, E.C., Angulski, H.B.B., dos Santos, M.J. (2016) Both anticipatory and compensatory postural adjustments are adapted while catching a ball in unstable standing posture. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 20(1), 90–97.
142. Schlenstedt, C., Mancini, M., Nutt, J., Hiller, A.P., Maetzler, W., Deuschl, G., Horak, F. (2018) Are Hypometric Anticipatory Postural Adjustments Contributing to Freezing of Gait in Parkinson's Disease? *Frontiers in Aging Neuroscience*. 10, 36.
143. Schmitz, C., Martin, N., Assaiante, C. (2002a) Building anticipatory postural adjustment during childhood: a kinematic and electromyographic analysis of unloading in children from 4 to 8 years of age. *Experimental Brain Research*. 142(3), 354–364.
144. Schmitz, C., Martin, N., Assaiante, C. (2002b) Building anticipatory postural adjustment

- during childhood: A kinematic and electromyographic analysis of unloading in children from 4 to 8 years of age. *Experimental Brain Research*. 142(3), 354–364.
145. Shiratori, T., Latash, M. (2000) The roles of proximal and distal muscles in anticipatory postural adjustments under asymmetrical perturbations and during standing on rollerskates. *Clinical Neurophysiology*. 111(4), 613–623.
146. Shumway-Cook, A., Horak, F.B. (1986) Assessing the influence of sensory interaction on balance. Suggestion from the field. *Physical Therapy*. 66(10), 1548–1550.
147. Slijper, H., Latash, M.L., Mordkoff, J.T. (2002a) Anticipatory postural adjustments under simple and choice reaction time conditions. *Brain Research*. 924(2), 184–197.
148. Slijper, H., Latash, M.L., Rao, N., Aruin, A.S. (2002b) Task-specific modulation of anticipatory postural adjustments in individuals with hemiparesis. *Clinical Neurophysiology*. 113(5), 642–655.
149. Sorel, A., Plantard, P., Bideau, N., Pontonnier, C. (2019) Studying fencing lunge accuracy and response time in uncertain conditions with an innovative simulator. *PLoS ONE*. 14(7), 1–17.
150. Stapley, P., Pozzo, T., Grishin, A. (1998) The role of anticipatory postural adjustments during whole body forward reaching movements. *NeuroReport*. 9(3), 395–401.
151. Stewart, S., Kopetka, B. (2005) The kinematic determinants of speed in the fencing lunge. *Sports Science*. 2(111), 3.
152. Sun, R., Guerra, R., Shea, J.B. (2015) The posterior shift anticipatory postural adjustment in choice reaction step initiation. *Gait & Posture*. 41(4), 894–898.
153. Szczygiół, A., Bieniek, A., Pawłowski, M., Guzik-Kopyto, A., Michnik, R., Bacik, B., Juras, G. (2016) Impact of the performance conditions on the fencing lunge kinematics-pilot study. *W Current Resaerch in Motor Control V*. 327–334.
154. Tjtgat, P., Vanrenterghem, J., Bennett, S.J., De Clercq, D., Savelsbergh, G.J.P., Lenoir, M. (2013) Postural adjustments in catching: On the interplay between segment stabilization and equilibrium control. *Motor Control*. 17(1), 48–61.
155. Trautmann, C., Martinelli, N., Rosenbaum, D. (2011) Foot loading characteristics during three fencing-specific movements. *Journal of Sports Sciences*. 29, 1585–1592.
156. Tsai, W.C., Lien, H.Y., Liu, W.Y., Guo, S.L., Lin, Y.H., Yang, T.F. (2018) Early and anticipatory postural adjustments in healthy subjects under stable and unstable sitting conditions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 43(259), 21–27.
157. Tsao, H., Hodges, P.W. (2007) Immediate changes in feedforward postural adjustments following voluntary motor training. *Experimental Brain Research*. 181(4), 537–546.

158. Tsao, H., Hodges, P.W. (2008) Persistence of improvements in postural strategies following motor control training in people with recurrent low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 18(4), 559–567.
159. Tsolakis, C., Vagenas, G. (2010) Anthropometric, Physiological and Performance Characteristics of Elite and Sub-elite Fencers. *Journal of Human Kinetics*. 23(1), 89–95.
160. Turner, A., Bishop, C.J., Cree, J.A., Edwards, M.L., Chavda, S., Read, P.J., Kirby, D.M.J. (2016) Do Fencers Require a Weapon-Specific Approach to Strength and Conditioning Training? *Journal of Strength and Conditioning Research*. 31(6), 1662–1668.
161. Turner, A., James, N., Dimitriou, L., Greenhalgh, A., Moody, J., Fulcher, D., Mias, E., Kilduff, L. (2014) Determinants of olympic fencing performance and implications for strength and conditioning training. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 28(10), 3001–3011.
162. Turner, A., Miller, S., Stewart, P., Cree, J., Ingram, R., Dimitriou, L., Moody, J., Kilduff, L. (2013) Strength and Conditioning for Fencing. *Strength and Conditioning Journal*. 35(1), 1–9.
163. Turner, A.N., Harmenberg, J. (2018) Why fencers should bounce: A new method of movement to engage the stretch-shortening cycle. *International Journal of Sports Science and Coaching*. 13(3), 452–460.
164. Turner, A.N., Kilduff, L.P., Marshall, G.J.G., Phillips, J., Noto, A., Buttigieg, C., Gondek, M., Hills, F.A., Dimitriou, L. (2017) Competition intensity and fatigue in elite fencing. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 31(11), 3128–3136.
165. Uemura, K., Yamada, M., Nagai, K., Tanaka, B., Mori, S., Ichihashi, N. (2012) Fear of falling is associated with prolonged anticipatory postural adjustment during gait initiation under dual-task conditions in older adults. *Gait and Posture*. 35(2), 282–286.
166. Wang, D., Mahe, G., Fang, J., Piscione, J., Couvet, S., Retiere, D., Laporte, S., Vidal, P.P. (2018) Inconsistent anticipatory postural adjustments (APAs) in rugby players: A source of injuries? *BMJ Open Sport and Exercise Medicine*. 4(1), e000303.
167. Wang, Y., Zatsiorsky, V.M., Latash, M.L. (2006) Muscle synergies involved in preparation to a step made under the self-paced and reaction time instructions. *Clinical Neurophysiology*. 117(1), 41–56.
168. Wang, Y., Zatsiorsky, V.M., Latash, M.L. (2005) Muscle synergies involved in shifting the center of pressure while making a first step. *Experimental Brain Research*. 167(2), 196–210.
169. Watanabe, T., Ishida, K., Tanabe, S., Nojima, I. (2016) Preparatory state and postural adjustment strategies for choice reaction step initiation. *Neuroscience*. 332, 140–148.

170. Wei, Y., Xie, L., Zhang, Z., Wang, J. (2018) Effects of 10000 Meters Run on the Anticipatory and Compensatory Postural Adjustments of Lumbar Stable Muscles. *Chinese Journal of Sports Medicine*. 37(2), 121–126.
171. Williams, L., Walmsley, A. (2000a) Response amendment in fencing: differences between elite and novice subjects. *Perceptual and Motor Skills*. 91(1), 131–142.
172. Williams, L., Walmsley, A. (2000b) Response timing and muscular coordination in fencing: a comparison of elite and novice fencers. *Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia*. 3(4), 460–475.
173. Winter, D.A. (1995) Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*. 3(4), 193–214.
174. De Wolf, S., Slijper, H., Latash, M.L. (1998) Anticipatory postural adjustments during self-paced and reaction-time movements. *Experimental Brain Research*. 121(1), 7–19.
175. Woollacott, M.H., Manchester, D.L. (1993) Anticipatory postural adjustments in older adults: are changes in response characteristics due to changes in strategy? *Journal of gerontology*. 48(2), M64-70.
176. Wylde, J.M., Tan, F.H.Y., Donoghue, G.P.O., Wylde, M.J., Tan, F.H.Y., Donoghue, P.G.O. (2013) A time-motion analysis of elite women's foil fencing. *International Journal of Performance Analysis in Sport*. 86-68
177. Yakovenko, S., Drew, T. (2009) A Motor Cortical Contribution to the Anticipatory Postural Adjustments That Precede Reaching in the Cat. *Journal of Neurophysiology*. 102(2), 853–874.
178. Yiou, E. (2005) Performance and postural interactions during synchronous pointing and leg flexion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 37(1), 91–99.
179. Yiou, E., Deroche, T., Do, M.C., Woodman, T. (2011) Influence of fear of falling on anticipatory postural control of medio-lateral stability during rapid leg flexion. *European Journal of Applied Physiology*. 111(4), 611–620.
180. Yiou, E., Do, M.C. (2001) In a complex sequential movement, what component of the motor program is improved with intensive practice, sequence timing or ensemble motor learning? *Experimental Brain Research*. 137(2), 197–204.
181. Yiou, E., Hamaoui, A., Le Bozec, S. (2007a) Influence of base of support size on arm pointing performance and associated anticipatory postural adjustments. *Neuroscience letters*. 423(1), 29–34.
182. Yiou, E., Hussein, T., LaRue, J. (2012) Influence of temporal pressure on anticipatory postural control of medio-lateral stability during rapid leg flexion. *Gait and Posture*. 35(3), 494–499.

183. Yiou, E., Mezaour, M., Le Bozec, S. (2009) Anticipatory Postural Adjustments and Focal Performance During Bilateral Forward-Reach Task Under Different Stance Conditions. *Motor Control*. 13, 142–160.
184. Yiou, E., Schneider, C., Roussel, D. (2007b) Coordination of rapid stepping with arm pointing: Anticipatory changes and step adaptation. *Human Movement Science*. 26(3), 357–375.
185. Zhang, B.M., Chu, D.P.K., Hong, Y. (1999) Biomechanical analysis of the lunge technique in elite female fencers. *ISBS symposium XVII*. 65–68.

Spis rycin

Rycina 1. Przedziały czasowe występowania wczesnego (EPA), antycypacyjnego (APA) i korekcyjnego dostosowania posturalnego (CPA) w odniesieniu do czasu zapoczątkowania ruchu (t_0).	12
Rycina 2. Przykładowy przebieg przyspieszenia (akcelerometr), aktywności bioelektrycznej mięśnia piszczelowego przedniego (EMG) oraz prędkości COP (vCOP) wraz z wyznaczonym początkiem ruchu (t_0) oraz początkiem antycypacyjnego dostosowania posturalnego (APA_{EMG} i APA_{COP}).	29
Rycina 3. Konfiguracja stanowiska badawczego (TA- elektrody EMG na mięśniu piszczelowym przednim, SOL- elektrody EMG na mięśniu płaszczkowatym) oraz wymiarów określających położenie celu w przestrzeni (informacje w kolorze czerwonym).	31
Rycina 4. Schemat przedstawiający pierwszą część eksperymentu.	32
Rycina 5. Schemat przedstawiający drugą część eksperymentu.	33
Rycina 6. Procentowy rozkład występowania dwóch mechanizmów kontroli wyprzedzającej (APA_{COP} i EPA_{COP}) w stosunku do wszystkich wykonanych powtórzeń w danym warunku w grupie szpadzistek i grupie kontrolnej.	37
Rycina 7. Średni czas występowania dostosowania posturalnego APA_{EMG} [s] w grupie szpadzistek i kontrolnej w różnych warunkach.	40
Rycina 8. Średni czas występowania dostosowania posturalnego APA_{COP} [s] w grupie szpadzistek i kontrolnej w różnych warunkach.	41
Rycina 9. Średni czas występowania APA_{EMG} [s] oraz przedziały ufności w grupie szpadzistek w warunkach reakcji złożonej (CRT), prostej (SRT) oraz na własne tempo (SP) niezależnie od pozycji wyjściowej.	44
Rycina 10. Średni czas występowania dostosowania posturalnego APA_{EMG} [s] oraz przedziały ufności w grupie szpadzistek w pozycji preferowanej, zwiększonej o 20% i zmniejszonej o 20% od pozycji preferowanej w różnych warunkach reakcyjnych.	45
Rycina 11. Średni czas występowania dostosowania posturalnego APA_{EMG} [s] oraz przedziały ufności w grupie szpadzistek w warunkach reakcji złożonej (CRT), prostej (SRT) i na własne tempo (SP) w trzech różnych pozycjach wyjściowych.	46
Rycina 12. Średni czas występowania APA_{EMG} [s] oraz przedziały ufności w grupie kontrolnej w pozycji preferowanej, zwiększonej o 20% i zmniejszonej o 20% niezależnie od warunków reakcyjnych.	47

Rycina 13. Średni czas występowania APA_{EMG} [s] oraz przedziały ufności w grupie kontrolnej w warunkach reakcji złożonej (CRT), prostej (SRT) oraz na własne tempo (SP) niezależnie od pozycji wyjściowej.	48
Rycina 14. Średni czas występowania dostosowania posturalnego APA_{COP} [s] oraz przedziały ufności w grupie kontrolnej w warunkach reakcji złożonej (CRT), prostej (SRT) i na własne tempo (SP) w trzech różnych pozycjach wyjściowych.	49
Rycina 15. Średni czas występowania dostosowania posturalnego APA_{EMG} [s] oraz przedziały ufności w grupie kontrolnej w pozycji preferowanej, zwiększonej o 20% i zmniejszonej o 20% od pozycji preferowanej w różnych warunkach reakcyjnych.	50
Rycina 16. Średni czas występowania APA_{COP} [s] oraz przedziały ufności w grupie szpadzistek w warunkach reakcji złożonej (CRT), prostej (SRT) oraz na własne tempo (SP) niezależnie od pozycji wyjściowej.	52
Rycina 17. Średni czas występowania dostosowania posturalnego APA_{COP} [s] oraz przedziały ufności w grupie szpadzistek w pozycji preferowanej, zwiększonej o 20% i zmniejszonej o 20% od pozycji preferowanej w różnych warunkach reakcyjnych.	53
Rycina 18. Średni czas występowania dostosowania posturalnego APA_{COP} [s] oraz przedziały ufności w grupie szpadzistek w warunkach reakcji złożonej (CRT), prostej (SRT) i na własne tempo (SP) w trzech różnych pozycjach wyjściowych.	54
Rycina 19. Średni czas występowania APA_{COP} [s] oraz przedziały ufności w grupie kontrolnej w warunkach reakcji złożonej (CRT), prostej (SRT) oraz na własne tempo (SP) niezależnie od pozycji wyjściowej.	55
Rycina 20. Średni czas występowania dostosowania posturalnego APA_{COP} [s] oraz przedziały ufności w grupie kontrolnej w pozycji preferowanej, zwiększonej o 20% i zmniejszonej o 20% od pozycji preferowanej w różnych warunkach reakcyjnych.	56
Rycina 21. Średni czas występowania dostosowania posturalnego APA_{COP} [s] oraz przedziały ufności w grupie kontrolnej w warunkach reakcji złożonej (CRT), prostej (SRT) i na własne tempo (SP) w trzech różnych pozycjach wyjściowych.	57
Rycina 22. Korelacja czasu występowania dostosowania posturalnego (APA_{EMG}) ze współczynnikiem trudności zadania.	58
Rycina 23. Korelacja czasu występowania dostosowania posturalnego (APA_{COP}) ze współczynnikiem trudności zadania.	59
Rycina 24. Średni czas występowania dostosowania posturalnego APA_{COP} [s] w grupie szpadzistek i kontrolnej w różnych warunkach. Pionowe słupki oznaczają przedziały ufności	98

Spis tabel

Tabela 1. Wybrane badania APA w ruchach dowolnych wśród osób zdrowych	18
Tabela 2. Wybrane badania APA w sporcie	23
Tabela 3. Charakterystyka grupy badanej (średnia \pm odchylenie standardowe)	26
Tabela 4. Charakterystyka badanych zmiennych	30
Tabela 5. Wyniki testu Chi-kwadrat dla zmiennej APA_{COP} we wszystkich warunków eksperymentalnych w grupie szpadzistek i kontrolnej	36
Tabela 6. Przedziały ufności dla zmiennej APA_{EMG} w grupie szpadzistek i kontrolnej	39
Tabela 7. Przedziały ufności dla zmiennej APA_{COP} w grupie szpadzistek i kontrolnej	41
Tabela 8. Wyniki ANOVA dla powtarzanych pomiarów (testy jednowymiarowe) dla zmiennej APA_{EMG} w grupie szpadzistek	43
Tabela 9. Wyniki testu post-hoc dla wpływu czynnika REAKCJA na zmienną APA_{EMG} w grupie szpadzistek	43
Tabela 10. Wyniki testu post-hoc dla wpływu interakcji czynników REKACJA i POZYCJA na zmienną APA_{EMG} w grupie szpadzistek	45
Tabela 11. Wyniki ANOVA dla powtarzanych pomiarów (testy jednowymiarowe) dla zmiennej APA_{EMG} w grupie kontrolnej	47
Tabela 12. Wyniki testu post-hoc dla wpływu czynnika POZYCJA na zmienną APA_{EMG} w grupie kontrolnej	47
Tabela 13. Wyniki testu post-hoc dla wpływu czynnika REAKCJA na zmienną APA_{EMG} w grupie kontrolnej	48
Tabela 14. Wyniki testu post-hoc dla wpływu interakcji czynników REKACJA i POZYCJA na zmienną APA_{EMG} w grupie kontrolnej	49
Tabela 15. Wyniki ANOVA dla powtarzanych pomiarów (testy wielowymiarowe) dla zmiennej APA_{COP} w grupie szpadzistek	51
Tabela 16. Wyniki testu post-hoc dla wpływu czynnika REAKCJA na zmienną APA_{COP} w grupie szpadzistek	51
Tabela 17. Wyniki testu post-hoc dla wpływu interakcji czynników REAKCJA i POZYCJA na zmienną APA_{COP} w grupie szpadzistek	53
Tabela 18. Wyniki ANOVA dla powtarzanych pomiarów (testy wielowymiarowe) dla zmiennej APA_{COP} w grupie kontrolnej	55

Tabela 19. Wyniki testu post-hoc czynnika REAKCJA dla zmiennej APA_{COP} w grupie kontrolnej.....	55
Tabela 20. Wyniki testu post-hoc dla wpływu interakcji czynników REAKCJA i POZYCJA na zmienną APA_{COP} w grupie kontrolnej	56
Tabela 21. Wyniki korelacji pomiędzy współczynnikiem trudności (WT) a dostosowaniem posturalnym wyliczonym z elektromiografu i platformy dynamograficznej.....	58
Tabela 22. Statystyka opisowa dla zmiennej APA_{EMG} w różnych warunkach eksperymentalnych - grupa szpadzistek	95
Tabela 23. Statystyka opisowa dla zmiennej APA_{EMG} w różnych warunkach eksperymentalnych- grupa kontrolna.....	95
Tabela 24. Statystyka opisowa dla zmiennej APA_{COP} w różnych warunkach eksperymentalnych- grupa szpadzistek	96
Tabela 25. Statystyka opisowa dla zmiennej APA_{COP} w różnych warunkach eksperymentalnych- grupa kontrolna.....	96
Tabela 26. Statystyka opisowa dla zmiennych APA_{EMG} oraz APA_{COP} w zadaniu z manipulacją wielkości i odległości od celu w grupie szpadzistek	96
Tabela 27. Statystyka opisowa dla APA_{COP} w różnych warunkach eksperymentalnych - grupa szpadzistek	97
Tabela 28. Statystyka opisowa dla APA_{COP} w różnych warunkach eksperymentalnych - grupa kontrolna	97

Aneks

Załącznik 1. Statystyka opisowa

Tabela 22. Statystyka opisowa dla zmiennej APA_{EMG} w różnych warunkach eksperymentalnych - grupa szpadzistek

Warunek	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	Odch. Std	Skośność	Kurtoza
pref_CRT	-0,079	-0,075	-0,116	-0,040	0,031	-0,186	-1,630
pref_SP	-0,104	-0,098	-0,148	-0,066	0,033	-0,389	-1,644
pref_SRT	-0,067	-0,061	-0,100	-0,049	0,019	-1,222	1,043
+20_CRT	-0,071	-0,066	-0,104	-0,040	0,027	-0,206	-2,154
+20_SP	-0,104	-0,120	-0,167	-0,036	0,050	0,430	-1,251
+20_SRT	-0,059	-0,043	-0,124	-0,027	0,036	-1,436	1,496
-20_CRT	-0,071	-0,052	-0,133	-0,029	0,046	-0,753	-1,883
-20_SP	-0,108	-0,110	-0,179	-0,022	0,057	0,370	-0,640
-20_SRT	-0,065	-0,051	-0,133	-0,041	0,035	-1,986	4,102

Tabela 23. Statystyka opisowa dla zmiennej APA_{EMG} w różnych warunkach eksperymentalnych - grupa kontrolna

Warunek	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	Odch. Std	Skośność	Kurtoza
pref_CRT	-0,131	-0,127	-0,220	-0,065	0,055	-0,252	-1,578
pref_SP	-0,099	-0,076	-0,217	-0,050	0,053	-1,387	1,827
pref_SRT	-0,141	-0,135	-0,199	-0,075	0,041	0,061	-0,728
+20_CRT	-0,146	-0,165	-0,203	-0,072	0,045	0,530	-1,166
+20_SP	-0,107	-0,096	-0,185	-0,053	0,049	-0,767	-0,950
+20_SRT	-0,130	-0,123	-0,214	-0,062	0,049	-0,555	-0,247
-20_CRT	-0,168	-0,165	-0,213	-0,110	0,036	0,371	-1,117
-20_SP	-0,129	-0,144	-0,242	-0,032	0,065	0,069	-0,285
-20_SRT	-0,150	-0,147	-0,224	-0,099	0,039	-0,455	-0,220

Tabela 24. Statystyka opisowa dla zmiennej APA_{COP} w różnych warunkach eksperymentalnych-grupa szpadzistek

Warunek	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	Odch. Std	Skośność	Kurtoza
pref_CRT	-0,204	-0,201	-0,241	-0,176	0,027	-0,219	-2,075
pref_SP	-0,259	-0,277	-0,350	-0,158	0,067	0,255	-1,247
pref_SRT	-0,206	-0,199	-0,250	-0,171	0,025	-0,754	0,508
+20_CRT	-0,192	-0,198	-0,235	-0,147	0,031	0,206	-1,283
+20_SP	-0,266	-0,290	-0,396	-0,167	0,083	-0,068	-1,106
+20_SRT	-0,203	-0,190	-0,284	-0,161	0,040	-1,256	1,360
-20_CRT	-0,212	-0,201	-0,272	-0,181	0,032	-1,011	0,273
-20_SP	-0,331	-0,280	-0,567	-0,250	0,115	-1,591	1,791
-20_SRT	-0,214	-0,205	-0,264	-0,174	0,032	-0,640	-0,686

Tabela 25. Statystyka opisowa dla zmiennej APA_{COP} w różnych warunkach eksperymentalnych-grupa kontrolna

Warunek	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	Odch. Std	Skośność	Kurtoza
pref_CRT	-0,280	-0,292	-0,357	-0,206	0,051	-0,030	-1,160
pref_SP	-0,382	-0,362	-0,523	-0,283	0,073	-0,864	0,592
pref_SRT	-0,298	-0,298	-0,404	-0,237	0,049	-1,116	2,756
+20_CRT	-0,296	-0,293	-0,447	-0,196	0,075	-0,831	1,034
+20_SP	-0,357	-0,350	-0,463	-0,287	0,064	-0,584	-1,270
+20_SRT	-0,252	-0,250	-0,317	-0,201	0,037	-0,289	-0,273
-20_CRT	-0,316	-0,316	-0,503	-0,252	0,078	-1,946	4,542
-20_SP	-0,368	-0,384	-0,513	-0,220	0,082	0,152	1,021
-20_SRT	-0,308	-0,299	-0,501	-0,215	0,087	-1,451	2,879

Tabela 26. Statystyka opisowa dla zmiennych APA_{EMG} oraz APA_{COP} w zadaniu z manipulacją wielkości i odległości od celu w grupie szpadzistek

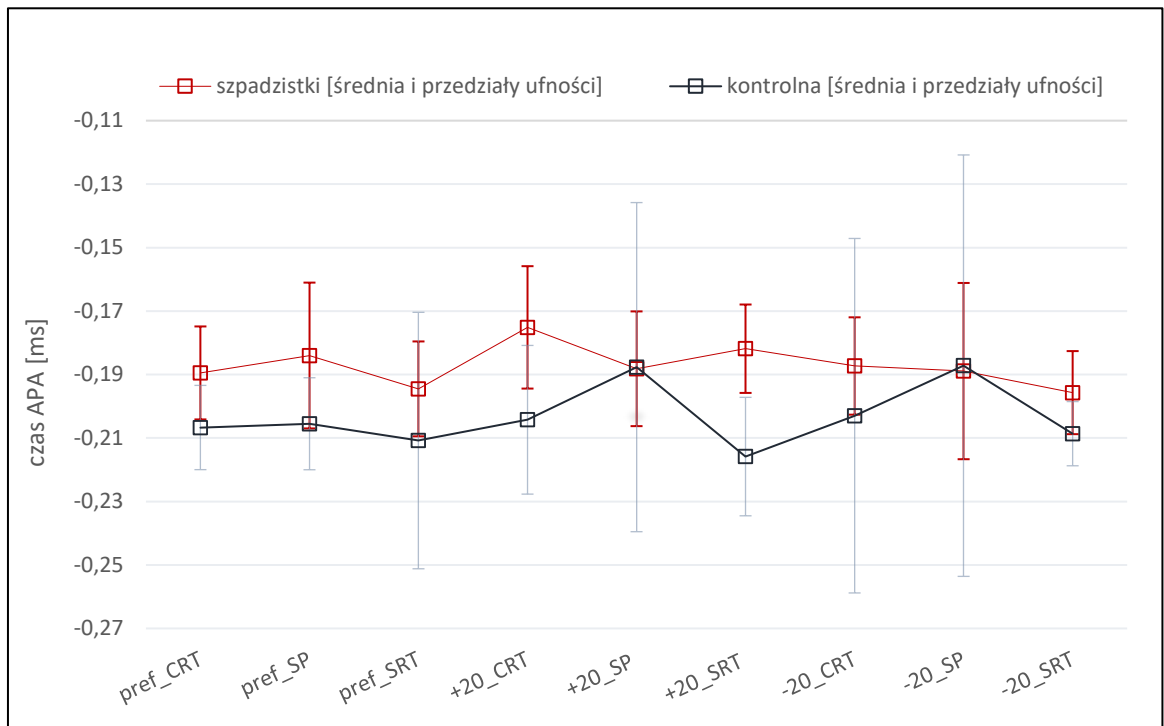
Zmienna	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	Odch.std	Skośność	Kurtoza
APA_{EMG}	-0,086	-0,078	-0,177	-0,012	0,053	-0,261	-1,240
APA_{COP}	-0,250	-0,240	-0,480	-0,124	0,069	-0,949	1,343

Załącznik 2. Dodatkowa analiza dla zmiennej APA_{COP} w przedziale czasowym -250-0 ms*Tabela 27. Statystyka opisowa dla APA_{COP} w różnych warunkach eksperymentalnych - grupa szpadzistek.*

Warunek	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	Odch. Std	Skośność	Kurtoza
pref_CRT	-0,192	-0,187	-0,220	-0,176	0,016	-0,783	-0,743
pref_SP	-0,185	-0,191	-0,228	-0,158	0,023	-0,512	0,021
pref_SRT	-0,199	-0,197	-0,228	-0,171	0,019	-0,305	-0,412
+20_CRT	-0,178	-0,175	-0,211	-0,147	0,021	-0,205	-0,737
+20_SP	-0,193	-0,187	-0,227	-0,167	0,023	-0,628	-1,092
+20_SRT	-0,187	-0,181	-0,225	-0,161	0,021	-0,803	0,150
-20_CRT	-0,189	-0,189	-0,211	-0,164	0,016	0,151	-0,925
-20_SP	-0,189	-0,203	-0,220	-0,140	0,030	0,747	-0,826
-20_SRT	-0,199	-0,201	-0,223	-0,174	0,016	-0,006	-0,620

Tabela 28. Statystyka opisowa dla APA_{COP} w różnych warunkach eksperymentalnych - grupa kontrolna

Warunek	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	Odch. Std	Skośność	Kurtoza
pref_CRT	-0,196	-0,204	-0,220	-0,113	0,035	2,426	6,340
pref_SP	-0,205	-0,208	-0,220	-0,175	0,016	1,003	0,124
pref_SRT	-0,215	-0,220	-0,240	-0,155	0,026	1,674	3,145
+20_CRT	-0,206	-0,206	-0,235	-0,153	0,029	0,773	-0,099
+20_SP	-0,174	-0,180	-0,240	-0,050	0,056	1,370	2,456
+20_SRT	-0,217	-0,220	-0,240	-0,194	0,015	0,226	-0,782
-20_CRT	-0,191	-0,217	-0,230	-0,070	0,057	1,668	1,828
-20_SP	-0,178	-0,185	-0,240	-0,120	0,047	0,162	-1,715
-20_SRT	-0,214	-0,210	-0,233	-0,197	0,012	-0,420	0,324



Rycina 24. Średni czas występowania dostosowania posturalnego APA_{COP} [s] w grupie szpadzistek i kontrolnej w różnych warunkach. Pionowe słupki oznaczają przedziały ufności

Legenda: pref_CRT- pozycja preferowana i reakcja złożona, pref_SP- pozycja preferowana i własne tempo, pref_SRT- pozycja preferowana i reakcja prosta, +20_CRT- pole podparcia powiększone o 20% i reakcja złożona, +20_SP- pole podparcia powiększone o 20% i własne tempo, +20_SRT- pole podparcia powiększone o 20% i reakcja prosta, -20_CRT- pole podparcia pomniejszone o 20% i reakcja złożona, -20_SP- pole podparcia pomniejszone o 20% i własne tempo, -20_SRT- pole podparcia pomniejszone o 20% i reakcja prost