

**Akademia Wychowania Fizycznego  
im. Jerzego Kukuczki w Katowicach**

**mgr Firlus Waldemar**

**Kontrola równowagi ciała zawodników short-tracku  
w rocznym cyklu treningowym**

**Rozprawa na stopień doktora nauk o kulturze fizycznej**

**Promotor**

**Prof. dr hab. Janusz Iskra**

**Promotor pomocniczy**

**Dr Bożena Wojciechowska-Maszkowska**

**KATOWICE 2024**

## Spis treści

<b>1.WPROWADZENIE .....</b>	<b>3</b>
<b>2. SHORT-TRACK - CHARAKTERYSTYKA DYSCYPLINY I ZNACZENIE RÓWNOWAGI CIAŁA.....</b>	<b>8</b>
2.1 Badania równowagi ciała w świetle piśmiennictwa .....	8
2.2 Charakterystyka wysiłkowa w short-tracku .....	8
2.3 Znaczenie równowagi ciała w short-tracku .....	12
2.4 Specyfika pozycji startowej w short-tracku w aspekcie równowagi ciała .....	13
<b>3.CEL BADAŃ ORAZ PYTANIA BADAWCZE.....</b>	<b>14</b>
3.1 Cel pracy.....	14
3.2.Pytania badawcze.....	14
<b>4.MATERIAŁ I METODY BADAŃ .....</b>	<b>15</b>
4.1 Charakterystyka badanych .....	15
4.2 Metody badawcze .....	15
4.3 Procedura eksperymentu .....	15
4.4 Harmonogram badań w rocznym cyklu treningowym.....	16
4.5 Metody statystyczne .....	16
<b>5.WYNIKI.....</b>	<b>17</b>
5.1.Różnice kontroli równowagi ciała zawodników short-tracku, w pozycji stania swobodnego w trzech okresach szkolenia .....	17
5.2 Różnice kontroli równowagi ciała zawodników short-tracku, w pozycji startowej w trzech okresach szkolenia .....	21
5.3 Kontrola równowagi ciała w pozycji stania swobodnego i w pozycji startowej.....	26
5.4 Różnice kontroli równowagi ciała w zależności od płci badanych osób.....	28
<b>6.WNIOSKI.....</b>	<b>30</b>
<b>PIŚMIENNICTWO.....</b>	<b>31</b>

## 1. Wprowadzenie

Zdolność utrzymywania pionowej postawy ciała i koordynacja ruchów to podstawowe przejawy ruchowej egzystencji człowieka, której najsilniejszą manifestacją jest pozycja pionowa człowieka (Winter, 1995; Mraz i wsp. 2001). Mimo właściwie bezustannego wykorzystywania pracy układu równowagi, na co dzień nie poświęcamy mu zbyt wiele uwagi. Jednak zachowanie pionowej postawy ciała ma ogromne znaczenie dla codziennej ludzkiej aktywności, jeszcze większe natomiast dla osób aktywnie uprawiających sport czy też różne formy rekreacji ruchowych. Równowaga ma charakter dwoisty, może być rozumiana jako umiejętność utrzymania rzutu środka masy ciała w obrębie powierzchni podparcia (COP) jak i stan, w którym siły działające na organizm znajdują się w równowadze, czyli wzajemnie się znoszą. Składają się na nie siły wewnętrzne, będące skutkiem działania układu nerwowego oraz zewnętrzne, działające destabilizująco na sylwetkę (Kuczyński i wsp. 2012). Stan równowagi wymaga współpracy układów: sensomotorycznego, wertykalnego oraz wzrokowego (Kuczyński, 2003; Kuczyński i wsp., 2012). Utrzymanie równowagi jest procesem wymagającym, z uwagi na wielosegmentową budowę ciała oraz stosunek jego wysokości do powierzchni podparcia, co sprawia, że w warunkach statycznych układ ten nie jest stabilny.

Wielosegmentowa budowa ciała człowieka oraz jego funkcjonowanie w polu grawitacyjnym i podlegającym określonym prawom fizyki a także istotnie większa jego wysokość w stosunku do pola podstawy sprawiają, że postawa człowieka jest warunkowo stabilna. Jej zachowanie wymaga stałej, skutecznej kontroli nerwowo-mięśniowej (Nashner, 1983). Podobnie zagadnienie równowagi opisuje Pollock (2000), stwierdzając, że równowaga to stan, w którym siły wewnętrzne i zewnętrzne działające na układ się równoważą. Do sił zewnętrznych mających wpływ na równowagę należą m.in. siła grawitacji oraz siła reakcji podłoża, do wewnętrznych zaliczają się: częstotliwość uderzeń serca (HR), oddech, własna aktywność mięśniowa, niezbędna do utrzymania równowagi, czy też ruchy własnego ciała lub przepływ krwi. Wszystkie te siły bezustannie oddziałują na ludzki organizm, powodując niewielkie wytrącenia ze stanu równowagi wywołując przemieszczenia COM (Center of Mass), z uwagi na powyższe należy uznać, że równowaga człowieka nie ma charakteru stałego, ale jest procesem poddawanym bieżącej kontroli i korekcie. (Duarte i wsp. 2010).

Stabilność to pojęcie szersze niż równowaga i zawiera w sobie zdolność człowieka do odzyskiwania tejże, jej istotą są mechanizmy pozwalające na aktywne przeciwdziałanie i/lub przywracanie właściwej pozycji ciała utraconej w skutek działania czynników zewnętrznych lub wewnętrznych. W jej skład wchodzi zarówno szybkość reakcji, jej słuszność, adekwatność jak i umiejętność odczytu informacji o stanie ciała i sprawności ruchu (Kuczyński, 2003). Na stabilność posturalną składa się stabilność funkcjonalna i strukturalna, jest z uwagi na niezbędne, w procesie reakcji, współdziałanie struktur sterowania i wykonawczych celem wytworzenia reakcji na bodziec.

Jakość procesów sterowania i regulacji ruchu warunkuje potencjał koordynacyjny człowieka i jego predyspozycje, stanowiąc jednocześnie o możliwościach skutecznego działania motorycznego (Juras. 2003). Należy również pamiętać, że bardzo wiele symulacji równowagi w pozycji stojącej opartych jest o modele fizyczne i matematyczne, w obu tych przykładach dochodzi do pewnego przybliżenia - idealizacji modelu, gdzie przyjmuje się najważniejsze właściwości odrzucając jednocześnie pozostałe. W związku z tym nie są to modele będące odzwierciedleniem stanu faktycznego (Gage i wsp. 2004). Stale prowadzone badania kontroli równowagi ciała oraz rozwój narzędzi pomiarowych umożliwia weryfikację modeli oraz wprowadzenie nowych, doskonalszych, bliższych rzeczywistości rozwiązań (Suzuki i wsp. 2012)

Sygnalizacja zmiany postawy ciała względem pola grawitacyjnego odbywa się z wykorzystaniem systemu przedsionkowego, za wykrywanie zmian położenia ciała względem powierzchni podparcia odpowiedzialny jest system sensomotoryczny (proprioceptywny i skórny) (Nashner, 1983). Przestrzenna reprezentacja ciała względem pola grawitacyjnego tworzona jest w oparciu o sygnały z receptorów wrzecionowatych mięśni. W zasięgu pracy tych receptorów znajduje się cały organizm, rejestrują one zmiany napięcia i długości mięśni (Roll i wsp., 1989) będąc następnie przetwarzane w mózdzku, czynnościowo jest on powiązany z układem pozapiramidowym, którego zadaniem jest na wyższych poziomach kontrolowanie i regulacja ruchów postawnych i antygravitacyjnych. Kontrola stabilności dotyczy wprost sytuacji związanych z utrzymaniem lub przywróceniem równowagi, mają charakter dynamiczny. Stabilność postawy jest wprost zależna od skuteczności działania, szybkości oraz precyzji działania tego układu.

Utrzymanie równowagi ciała przez człowieka jest czynnością ruchową, dla której niezbędna jest współpraca wszystkich segmentów ciała, jako że są one zestawem elementów połączonych stawami, więzadłami, mięśniami oraz ścięgnami poddanych zewnętrznemu sterowaniu (Massion 1992). Aktywność mięśni biorących udział w procesie utrzymania równowagi pozwala na kompensację wewnętrznych i zewnętrznych czynników mających destabilizujący wpływ na działanie całości układu. (Juras 2003). Zaistnienie takiego mechanizmu możliwe jest dzięki współpracy układu nerwowego oraz układów sensorycznych.

Do poprawnego funkcjonowania mechanizmów równowagi niezbędne są sygnały docierające z czterech źródeł sensorycznych: narządu wzroku, układu przedsionkowego, proprioceptorów i receptorów dotykowych (Horak 2006, Kim i wsp. 2016, Creath i wsp. 2008, Deursen 1999). Każdy z tych kanałów dostarcza niezwykle ważnych danych o obrazie ciała. Układ przedsionkowy informuje o kierunku działania siły ciężkości, przyspieszeniu kątowym i liniowym oraz o ruchach głowy w przestrzeni. Proprioceptory mięśniowe wzbogacają obraz o zmiany napięcia i długości mięśni. Natomiast receptory usytuowane w torebkach stawowych, ścięgnach i więzadłach informują o położeniu poszczególnych części ciała względem siebie oraz w przestrzeni. Brak prawidłowego czucia proprioceptywnego powoduje, że nie są uruchamiane mechanizmy dynamicznej stabilizacji stawu (Lubiatowski i wsp. 2003). Receptory dotykowe odpowiedzialne są za informacje o styczności z innymi obiektami oraz kontakcie stóp z podłożem i jego charakterze (rodzaj, twardość, temperatura). Narząd wzroku dostarcza informacji o położeniu względem innych przedmiotów umożliwiając jednocześnie planowanie czynności lokomocyjnych oraz pokonywanie przeszkód (Winter 1995, Juras 2003).

Przeprowadzone badania posturograficzne wskazują na bardzo istotne różnice pomiędzy kontrolą równowagi w stanie swobodnym pod kontrolą i bez kontroli wzroku, zamknięcie oczu powoduje wzrost przemieszczeń COM o 20 do 70% w zależności od wieku badanych (Lord i wsp. 1991). Wpływ na kontrolę COM mają wady wzroku, powodowane postępującym wiekiem, takie jak krótkowzroczność (Rinaldi i wsp. 2009), czy zaburzenia widzenia peryferyjnego, zatem nie tylko brak bodźca z narządu wzroku, ale również jego zaburzony obraz mają wpływ na równowagę. Szczęólnego znaczenia sygnały z kanału wzrokowego nabierają wraz ze zwiększaniem trudności zadania ruchowego - stanie na jednej nodze lub na niestabilnym podłożu (Redfern i wsp. 2001, Hazimer i wsp. 2012).

Informacje z wszystkich czterech kanałów sensorycznych mają wpływ na proces stabilizacji postawy. Zbierane informacje otrzymane przetwarzane są w ośrodku kontroli równowagi znajdującym się w mózdzku. Mózdzek, do utrzymania pionowej postawy ciała, wykorzystuje bodźce otrzymane z wyżej wymienionych receptorów, następnie drogami aferentnymi przekazuje je do ośrodków czuciowych mózgu, gdzie są poddawane analizie, po czym zostaje utworzony obraz aktualnego stanu organizmu. Mózdzek, przy pomocy stosownego pobudzenia motoneuronów, poprzez drogi ośrodkowe steruje prawidłowym rozkładem napięcia mięśniowego. Mechanizmy te pozwalają na utrzymanie równowagi podczas wykonywania ruchu oraz w procesie stania (Konturek 1998). Regulacja postawy ma charakter ciągły, polegający na bezustannym przystosowywaniu się organizmu do zmiennych warunków. Oznacza to bezustanne porównywanie aktualnej postawy do wzorca zapisanego w ośrodkowym układzie nerwowym, wszelkie odchylenia od stanu pożądanego zostają bezzwłocznie korygowane celem powrotu do wzorca (Juras 2003). Z uwagi na ciągły proces korekty postawy uzasadnione jest nazwanie pozycji pionowej półostateczną (Duarte i wsp. 2010S).

Sterowanie postawą opiera się na dwóch systemach dostosowywania. System pierwszy to system antycypacyjny dostosowania postawy, opierający się na sterowaniu wyprzedzającym i pojawia się podczas wykonywania ruchów w trakcie stania, oznacza on reakcję na spodziewane zaburzenie postawy pojawiające się wcześniej aniżeli sam destabilizujący ruch. Drugim systemem jest dostosowywanie korekcyjne - na bodźce pochodzące z systemów percepcji, które to informują o wystąpieniu zaburzenia (Belenkyia i wsp. 1967).

Według Błaszczyka i wsp. (1994), obszar stabilności postawy stojącej można, według klucza obszaru stabilności podzielić na kilka, z których każdy ma przyporządkowaną inną strategię utrzymania równowagi. Pierwszy jest zakres stabilności, w jego centrum znajduje się rzut środka ciężkości na podłoże. Ciało stojące nieruchomo nieświadomie wykonuje drobne ruchy oscylacyjne, możliwe do rejestracji za pomocą posturografu. Zjawisko to nosi nazwę kołysania postawy (Błaszczyk, 1993). Kołysanie to odbywa się w promieniu około 5 mm od rzutu środka ciężkości w sposób przypadkowy. Ruchy korekcyjne wykonywane w ramach tego obszaru nie wymagają przerywania aktualnie wykonywanej czynności motorycznej. Zjawisko to odbywa się z wykorzystaniem programów

korekcyjnych będących integralną częścią wykonywanego programu ruchowego (Massion, 1992). Znaczne zakłócenie równowagi wymaga przerwania wykonywania działania ruchowego oraz wykonanie działania korygującego (Błaszczyk, 1993). Obszar, w którym przywrócenie równowagi jest możliwe, nosi nazwę marginesu bezpieczeństwa, jeśli w wyniku działania siły rzutu środka ciężkości wykroczy poza jego granice, odzyskanie równowagi będzie niemożliwe i osoba przewróci się.

Wymienia się 3 podstawowe strategie odzyskiwania równowagi, w odpowiedzi na niewielkie zakłócenia stabilności (Naschner, 1983). Nieznaczne zachwianie wywołuje charakterystyczną reakcję dystalno-proksymalną, rozpoczynającą się aktywnością mięśni w obrębie stawu skokowego. Sekwencja ta nosi nazwę strategii stawu skokowego, polega ona, głównie, na pobudzeniu mięśni stabilizujących stawu skokowego, co powoduje powrót środka ciężkości do swojego normalnego położenia.

Inną strategię zaobserwować można u osób stojących na wąskim podłożu, gdzie reakcją na działanie identycznego, z poprzednim, bodźca destabilizującego jest kompensacja o charakterze proksymalno-dystalnym mająca swój początek w obszarze obręczy biodrowej. Następnie pobudzenie jest przekazywane na dystalne grupy mięśni nóg. Strategię tę nazwano strategią stawu biodrowego.

Aspektem łączącym obie powyższe strategie jest możliwość odzyskania równowagi bez zmiany płaszczyzny podparcia. Takie rozwiązanie okazuje się jednak niewystarczające w przypadku szybkich bodźców zakłócających o znacznej amplitudzie. Wówczas wybierana jest trzecia strategia, której istotą jest wykonanie kroku w kierunku przemieszczenia środka ciężkości. Strategia ta jest nazywana strategią kroku.

Wybór strategii i czas reakcji zależny jest od szybkości przetwarzania informacji w Ośrodkowym Układzie Nerwowym oraz sprawności aparatu ruchu. W momencie pojawienia się zaburzeń równowagi załączonych zostaje wiele obwodowych łuków odruchowych, m.in. kończyn dolnych, szyi i tułowia. Informacje od nich pochodzące kierowane są do rdzenia kręgowego i pnia mózgu, gdzie porównywane są z informacjami z narządu równowagi. Pobudzenie, zstępujące z pnia mózgu zostaje uporządkowane przez mózdzek, następnie nałożone na zastane pobudzenie ośrodków ruchowych, wywołane wcześniej przez narząd równowagi i obwodowe łuki odruchowe. Mechanizm ten wymusza odpowiednią rekrutację włókien mięśniowych oraz częstotliwość pobudzenia. W sytuacjach nie odbiegających znacząco od normy, opóźnienie w przekazaniu informacji obwodowych nie zabiera wiele czasu.

Mechanizmy pobudzenia z narządu przedsionkowego i proprioreceptorów nazywane wspólnie pobudzeniem z obwodu ulegają syntezie i zazwyczaj nie powodują odczuwalnych zaburzeń równowagi. W przypadku zmiany o charakterze silnym i gwałtownym, możliwa jest sytuacja, w której dojdzie do przekroczenia możliwości kompensacyjnych układu, takie zaburzenie może zakończyć się upadkiem. (Gawroński, 1967; Żarnicki, 1980, Górska i wsp., 1977)

Wykonanie dowolnego ruchu oraz utrzymanie postawy ciała wymaga współdziałania aparatu wykonawczego (Juras, 2003) i obejmuje współdziałanie wszystkich zaangażowanych mechanizmów, w szczególności biorąc pod uwagę możliwe i pojawiające się sprzeczności pomiędzy celem obu procesów.

Funkcjonują dwa główne modele koordynacji postawy ciała i ruchu. W pierwszym modelu, nazywanym „pojedynczym” dostosowania postawy i ruchu są sterowane poprzez realizację wygenerowanego w ośrodkowym układzie nerwowym programu ruchowego. W kolejnym etapie następuje transfer tego programu oraz jego rozesłanie do poszczególnych efektorów. Model ten opiera się na założeniu, że program ten dociera nie tylko do mięśni mających bezpośredni wpływ na regulację dowolnego ruchu, ale również biorących udział w utrzymaniu równowagi (Bernstein, 1967). Zgodnie z założeniami tej koncepcji nie można traktować kontroli mięśni posturalnych jako niezależnych procesów, lecz jako całość z procesami regulacji ruchu. (Latash, 1993)

Konkurencyjnym modelem jest ten, gdzie zakłada się generowanie w OUN dwóch lub większej liczby programów motorycznych, z których jeden jest odpowiedzialny za wykonanie ruchu dowolnego, drugi za zakres wychwiania, który powoduje wywołanie działania mechanizmów korekcji równowagi. Ten model, nazywany bywa „równoległym” i zakłada związek czasowy pomiędzy momentami rozpoczęcia obu ruchów pozostaje bardzo ścisły (Massion 1992, 1999)

Trudna do przecenienia jest rola kontroli równowagi ciała w życiu człowieka, zarówno codziennych, jak i sportowo-rekreacyjnych czynnościach. Deficyty i zaburzenia równowagi mogą mieć wiele przyczyn, należą do nich między innymi przebyte choroby, urazy czy inwolucja. Do chorób

należą m.in. choroby neurodegeneracyjne takie jak: stwardnienie rozsiane (Morrison 2016), choroba Parkinsona (Hasmann i wsp. 2012, Schoneburg i wsp. 2018), choroba Alzheimera (Tangen i wsp. 2014, Mesbah i wsp. 2017) czy ataksja (Schwabova i wsp. 2012). Ryzyko wystąpienia wyżej wymienionych chorób postępuje z wiekiem, wówczas pojawia się też ryzyko wystąpienia niestabilności posturalnej (Cavanaugh i wsp. 1999, Ryckewaert i wsp. 2015), która to pociąga za sobą zwiększone ryzyko odniesienia kontuzji i urazów.

W ostatnich latach poczyniono znaczące odkrycia w zakresie kontroli równowagi i jej charakteru, stworzono też wiele narzędzi (Mancini i wsp. 2012), co pozwala na dalszą analizę tego zjawiska. W zakres metod, które używane są do badania kontroli postawy, wchodzi m.in. analiza wzrokowa, pomiar kinematyki czy kinetyka ruchów posturalnych. Najczęściej badaniu podlega charakterystyka mechaniczna ogólnego środka ciężkości ciała oraz rozkład nacisku na powierzchnię kontaktu stóp (COP) i aktywność bioelektryczna mięśni posturalnych.

W życiu codziennym, podczas wykonywania prostych czynności, do momentu pojawienia się deficytu równowagi, człowiek nie zastanawia się nad sylwetką czy skutecznością ruchu. Aktywność sportowa (szczególnie ta na wysokim poziomie) stawia naszemu organizmowi zdecydowanie wyższe wymagania. Nie bez znaczenia pozostaje tutaj poziom rozwoju zdolności motorycznych, w tym równowagi. Hrysmallis (2011) uważa, że wprowadzenie elementów treningu równowagi do szkolenia sportowego za wartościowy dodatek, mający prowadzić do specyficznych adaptacji. Potwierdzają to wyniki innych opracowań (Hugel i wsp. 1999, Kioumourtzoglou i wsp. 1997, Perrin i wsp. 2002), które dowodzą, że zawodnicy takich dyscyplin jak judo, taniec czy gimnastyka mają lepiej rozwiniętą kontrolę równowagi, szczególnie ta ostatnia dyscyplina stawia wysokie wymagania układowi równowagi. Vuillerme (2001) w swoim opracowaniu wysnuwa wnioski o zmianach w zakresie równowagi u gimnastyków o wyższym poziomie sportowym.

Kolejną dyscypliną, w której równowaga ma znaczenie zasadnicze dla poziomu sportowego, a tym samym podlega mniej lub bardziej świadomemu treningowi jest taniec, podobnie jak w gimnastyce pojawiają się tutaj zmiany w funkcjonowaniu układu równowagi, co potwierdzają badania (Michalska i wsp. 2018, Atilgan, 2009, Schneiders i wsp. 2012). Istnieją jednak inne badania, wg. których poziom ekspercki w sporcie pozostaje bez wpływu (Alpini i wsp. 2008). Niejasny jest ponadto wpływ płci na poziom równowagi, wyniki okazują się być sprzeczne i część badaczy wskazuje na istnienie takiej zależności, część przeciwnie (Ageberg i wsp. 2001, Ekdahl i wsp. 1989, Kollegger i wsp. 1992, Hageman i wsp. 1995).

Poza wymienionymi powyżej dyscyplinami niezwykle ważną rolę odgrywa równowaga w łyżwiarstwie szybkim na krótkim torze, to znaczy w short-tracku. Specyfika dyscypliny - osiągnięcie wysokich prędkości, nawet ponad 30 km na godzinę, oraz kierunek jazdy odwrotny do ruchu wskazówek zegara oraz właściwie brak jazdy na wprost ma wpływ zarówno na technikę sportową jak i na sprzęt. Łyżwy do short-tracku różnią się od łyżew do innych dyscyplin lodowych. Płoza, czyli metalowa część mająca bezpośredni kontakt z lodem w prawym bucie przechodzi pomiędzy środkiem podstawy kości piętowej oraz podstawą drugiego palca, w bucie lewym tylna część jest zamocowana pod podstawą kości piętowej, przednia natomiast przechodzi pod podstawą trzeciego lub czwartego palca. Obie płozy wygięte są w łuk o promieniu 7-9 m oraz są wygięte w łuk w pionie. Wszystkie powyższe parametry ustawienia płozy są dobierane indywidualnie do preferencji zawodnika. Jak łatwo zauważyć, już na etapie sprzętu zarysowuje się charakter dyscypliny i asymetryczna charakterystyka ruchu, płozy w łyżwach nie są przystosowane do jazdy po łuku w prawo.

Poruszony aspekt asymetrii ruchu oraz oczywiste dla sportu, warunki zmęczenia organizmu wywołają naturalną ciekawość w zakresie poznania mechanizmów funkcjonowania kontroli równowagi w tej dyscyplinie i procesów adaptacji, do których dochodzi w organizmach zawodników. Problematyka wpływu zmęczenia na sprawne i celowe wykonywanie zadań, a zatem realizację celów w sporcie wydaje się mieć krótką historię. Kluczowe i inspirujące znaczenie zdają się mieć prace Bigland-Ritchie i wsp., 1996 oraz Gendevia i McCloskey, 1978, wprowadzające element wpływu zmęczenia na spadek efektywności układu pobudzenia mięśnia w generowaniu zamierzonej siły.

W badaniach fizjologicznych zaobserwowano wpływ zmęczenia na odbiór pozycji kątowej wybranych stawów (Skinner i wsp., 1986) oraz opóźnienie w wyzwolaniu siły mięśniowej (Hakinnen i Komi, 1983; Hortobagay i wsp., 1991). Drugim były badania w zakresie medycyny sportowej, które wskazują na istotne związki pomiędzy częstością skręceń stawu skokowego i podatnością na ten uraz a amplituda wychyleń posturalnych (Tropp i wsp., 1984; Tropp 1985). Ponadto badania Paulosa (1995)

oraz Seligi (1993) i Lundina (1993) stosując różne i protokoły badawcze prowadziły do wspólnej konkluzji o wyraźnym powiązaniu zmęczenia z wychyleniem ciała oraz ryzykiem kontuzji.

## **2. Short-track - charakterystyka dyscypliny i znaczenie równowagi ciała**

### **2.1 Badania równowagi ciała w świetle piśmiennictwa**

Badania kontroli postawy ciała zawsze wiążą się z kontrowersjami. Mechanizmy kontroli funkcjonowania narządu równowagi pozostają nie do końca wyjaśnione zarówno w warunkach ruchu jak i spoczynku – równowaga dynamiczna i statyczna (Kluch, 2003).

Warunki życiowe i aktywność człowiek zmusza go do wykonywania czynności ruchowych w zmiennych warunkach, zarówno w zakresie bodźców zewnętrznych jak i wewnętrznych. Zagadnieniami z tego obszaru zajmowali się m.in. Naschner i wsp. (1979), Nashner (1972), Maki (1986), Massion (1992), Michalski (1994), Winter (1995) dla zakłóceń kontroli równowagi na poruszającym się podłożu. Utrzymanie równowagi na różnych powierzchniach podparcia było przedmiotem badań takich autorów jak m. in. Horaki Nashner (1986), Goldie i wsp. (1989), Briggs i wsp. (1989) Slobounov i Newell (1994 a, 1994 b, 1996), Kuczyński i Piestrak (1994), Golema i Stachowska (1996), Piestrak (1996, 1997), Kuczyński (1997, 1999). Najsarek (2001) wprowadził do swoich badań czynnik stopniowo narastającej w czasie i stale utrzymującej się siły działającej w okolicy ogólnego środka ciężkości ciała, z kolei Golema (1981, 1987) oraz Chandler i wsp. (1990) stosowali zakłócenia równowagi w postaci pchnięć lub pociągnięć w przód.

Wielu badaczy poświęciło szczególną uwagę problemowi zachowania człowieka w czasie utrzymywania równowagi podczas zakłóceń wolicjonalnych: świadomych ruchów tułowia człowieka w płaszczyznach czołowej i strzałkowej (Golema, 1981, 1987; Oddson i Thorstensson, 1986; Frank i Earl, 1990; Kuo i Zajac, 1993 Eng i Winter 1993; Feldman i Lewin, 1995), ruchów kończyn górnych (Bouisset i Zattara, 1987; Biskup i wsp., 1992; Golema i Kuczyński, 1995; Kuczyński i Sienkiewicz, 1994; Sobera, 1994) i głowy (Gurfinkel i wsp. 1965). Znaczenie narządu wzroku dla mechanizmów utrzymania równowagi było z kolei badanie m. in. przez Straube i wsp. (1994); Simoneau i wsp. (1995); Sipko, (1998); Mraz i wsp., (20021); Błacha, (2002), Kluch, (2003), Dmitruk i wsp., (2004).

Temat wpływu podrażniania narządu przedsionkowego podejmował między innymi Starosta, (1957 a, 1957 b, 1966, 1975); Kuczyński i Sienkiewicz, (1994); Błacha, (2002); Kluch, (2003). Kolejna grupa badaczy podejmowała tematykę koordynacji ruchowej w zmiennych warunkach otoczenia (Starosta, 1966, 1975, 1994; Rutkowska-Kucharska i Bober, 1986; Gorgól, 1991; Gorgól i Rutkowska-Kucharska, 1992)

### **2.2 Charakterystyka wysiłkowa w short-tracku**

Wysiłek fizyczny podejmowany w każdym wieku, dostosowany do bieżących potrzeb i możliwości jest najlepszym sposobem na zachowanie zdrowia, długowieczności i dobrego samopoczucia. Stanowiąc nieoceniony, ale jednocześnie niedoceniony element zdrowego stylu życia.

Wysiłkiem fizycznym nazywamy pracę mięśni szkieletowych, której efektem jest wykonanie pracy zewnętrznej wraz ze wszystkimi towarzyszącymi jej zmianami w ustroju. (Jaskólski, 2002).

Aktywność fizyczna mająca charakter regularny, cykliczny wywołuje zmiany dostosowawcze w organizmie osoby go wykonującej, szczególnie w obrębie układu krążenia, oddychania, mięśniowym, hormonalnym czy nerwowym.

Rodzaj dominujących skurczów mięśniowych definiuje, czy dany wysiłek ma charakter dynamiczny czy statyczny. W przypadku tych pierwszych dominujące są skurcze izotoniczne i krótkotrwałe skurcze izometryczne (chód, bieg, kolarstwo), w przypadku aktywności statycznych dominującym rodzajem skurczu jest izometryczny (np. utrzymanie ciężaru ciała)

Ze względu na długość trwania wysiłku pracę podzielić można na (Kozłowski i Nazar, 1984):

- 1) krótkotrwałą – do kilku minut,
- 2) średniej długości do ok 30min,
- 3) długotrwałą – nie krótsze niż 30-60 min.

Mechanizmy adaptacji będące skutkiem uczestnictwa w procesie treningowym, zachodzące w układzie krążeniowo-oddechowym, nerwowym, hormonalnym i mięśniowym powodują szereg zmian funkcjonalnych w organizmie sportowca. Głównym czynnikiem determinującym charakter tych zmian jest rodzaj i objętość wykonywanej pracy (Malarecki 1981). Poprawa wyników sportowych, będąca



głównym celem treningu, związana jest z procesem adaptacyjnym, będącym konsekwencją procesu treningowego (Sozański i Śledziwski 1995; Naglak, 1987). Rodzaj, struktura, wielkość obciążeń treningowych oraz sposób ich stosowania ma bezpośredni wpływ na charakter zaistniałych zmian adaptacyjnych. (Laursen, 2010, Sozański i wsp. 2002). Celowa i skuteczna adaptacja organizmu możliwa jest tylko jako następstwo realizacji odpowiednio dobranych i regularnie powtarzanych bodźców wysiłkowych (Billat 2001). Nieumiejętne obciążanie wysiłkiem organizmu może nie wywołać odpowiedniej, adaptacyjnej, reakcji organizmu lub przeciwnie - jego przemęczenie czy nawet przetrenowanie (Armstrong i wsp. 2002, Fry i wsp. 1997).

Krótkotorowa odmiana łyżwiarstwa szybkiego jest dyscypliną relatywnie młodą, jej historia rozpoczęła się w latach siedemdziesiątych w Ameryce północnej, swój debiut, jako pełnoprawna dyscyplina, na Igrzyskach Olimpijskich dyscyplina miała w 1992 roku w Albertville, w 1988.r w Calgary była obecna jedynie jako pokazowa. W Polsce pierwsze zawody odbyły się w podczas uniwersjady w Zakopanem w roku 1993. Historia tej dyscypliny jest zatem relatywnie krótka, co powoduje niewielką liczbę opracowań jej dotyczących. Pojawia się zatem pole do poszerzenia wiedzy na temat tej niezwykle efektownej dyscypliny, której popularność stale rośnie.

Short-track jest dyscypliną, w której zawodnicy pokonują pełne okrążenia w kierunku przeciwnym do ruchu wskazówek zegara, z bardzo dużą prędkością, w odróżnieniu od łyżwiarstwa szybkiego na długim torze, znacznie większą część dystansu pokonuje się tutaj w łukach.

Technika jazdy wywodzi się wprost od łyżwiarstwa szybkiego na długim torze, z uwagi jednak na inną charakterystykę toru, w short-tracku niemalże nie występuje jada na wprost.

Postawa łyżwiarza zwana inaczej przysiadem łyżwiarskim charakteryzuje się pochyleniem ciała, ugięciem kończyn dolnych w stawie biodrowym i kolanowym, ręce złożone za plecami. Optymalna, z punktu widzenia każdego łyżwiarza będzie pozycja, w której osiąga on najwyższą prędkość. Oznacza to, że powinna ona być aerodynamiczna, ale jednocześnie umożliwiać maksymalnie efektywną pracę układu mięśniowego, sercowo-naczyniowego oraz oddechowego

Przysiad wysoki charakteryzuje zawodników początkujących, niski zawodników o wysokim poziomie sportowym, w niskim tułowiu pochylony jest pod kątem 10-25° w stosunku do linii poziomej (dopuszczalne jest większe pochylenie jednak nigdy ramiona nie powinny być na równi bądź poniżej linii bioder. Plecy winny być lekko zaokrąglone, mięśnie ramion rozluźnione. Utrzymanie napięcia mięśni prostujących tułów umożliwia utrzymanie pozycji podczas biegu na całym dystansie.

Głowa powinna być lekko uniesiona, umożliwiając obserwację przestrzeni przed łyżwiarzem, zbyt wysokie jej podniesienie skutkuje zwiększeniem napięcia mięśniowego i szybkim zmęczeniem w tym obszarze, może również mieć negatywny wpływ na aerodynamikę.

Kąt zgięcia w stawach kolanowych w zasadzie determinuje wysokość pozycji łyżwiarskiej. Optymalny jego zakres zawiera się pomiędzy 100 a 110°, większa jego wartość powoduje skrócenie długości kroku. Kąt mniejszy niż 100° wpływa na zwiększenie napięcia prostowników stawu biodrowego. Pozycja taka powoduje ich większe rozciągnięcie, co skutkuje dłuższym ale słabszym odepchnięciem.

Ruchomość stawu skokowo-goleniowego odgrywa niebagatelną rolę w postawie łyżwiarza, przy jej znacznym poziomie pojawia się możliwość optymalnego ułożenia tułowia, co ma bezpośrednie przełożenie na dużą amplitudę ruchów w stawie kolanowym. Niski poziom mobilności tego stawu uniemożliwia przyjęcie niskiej pozycji.

Podczas jazdy na wprost nogi zawodnika wykonują po kolei fazę oporową, odpychającą i zamachową. Drogi ślizgu obu łyżew zmieniają się, przechodzą pod kątem ostrym do kierunku jazdy. Optymalny kąt między łyżwami nie przekracza 10-15°.

W fazie odepchnięcia środek ciężkości zostaje przeniesiony jeszcze bardziej do przodu, w kierunku przeciwnym do odepchnięcia. Łyżwa nogi zamachowej przesuwa się do przodu, w kierunku przesunięcia środka ciężkości ciała. W momencie zakończenia odepchnięcia jednooporowego powstaje największa siła. Pod koniec fazy ciężar ciała zostaje przeniesiony na nogę oporową.

Wielkość kąta ustawienia łyżew (jodełki kroków) uzależniona jest od wielu czynników, w tym: techniki, prędkości biegu, oporu powietrza, za optymalny uznaje się kąt pomiędzy 10 a 25°. Wykroczenie poza te wartości efektywność odepchnięcia.

Praca kończyn górnych w biegu oraz w trakcie startu i finiszu pozytywnie wpływa na zwiększenie amplitudy i częstotliwości kroku łyżwiarskiego i zwiększenie efektywności odepchnięcia. Ruch dolnych i górnych kończyn w trakcie pozwala na wykorzystanie naturalnych odruchów krzyżowej koordynacji (analogia do chodu). Z tego powodu jazda na łyżwach z pracą RR jest zdedygowana bardziej naturalna od jazdy z rękami splecionymi za plecami. Ręce w swoisty sposób narzucają tempo i rytm jazdy, bez ich udziału zawodnik nie osiąga maksymalnych prędkości.

Kończyny górne w trakcie uprawiania łyżwiarstwa wpływają też pozytywnie na zwiększenie amplitudy kroku łyżwiarskiego, przy optymalnym tempie biegu podczas wymachu ręki w tył-w górę podniesione zostaje również ramie, towarzyszy temu również niewielkie skręcenie tułowia. Dzięki temu postwiają warunki do uzyskania większej ruchomości miednicy w dół, w kierunku nogi odpychającej. W tym wypadku odepchnięcie będzie dłuższe i silniejsze. Praca rąk podczas biegu prowadzi do wzrostu prędkości poruszania się zawodnika, jednak efektem ubocznym jest przyspieszenie procesu zmęczenia.

Aktywne działanie rąk rozpoczyna się wraz z zamachem nogi, bezpośrednio po odepchnięciu. W tym samym momencie, kiedy wolna noga znajduje się w położeniu skrajnie tylnym przeciwległa ręką odprowadzona zostaje maksymalnie do tyłu i w bok, powinna być wyprostowana w stawie łokciowym i opuszczona, lekko odwiedzona dłonią do zewnątrz, nadgarstek rozluźniony. Druga ręka, przeciwległa do nogi oporowej znajdująca się z przodu, jest prostowana w stawie łokciowym i również opuszczona do dołu przodu. W fazie tzw. zgrupowania, kiedy łyżwa nogi zamachowej dotyka lodu, środek ciężkości zostaje maksymalnie przeniesiony na stronę przeciwległą do kierunku odepchnięcia, łokcie powinny znajdować się w bezpośrednim sąsiedztwie kolan, w jednej płaszczyźnie, nadgarstki natomiast blisko kostek.

Kąt ugięcia nogi w stawie biodrowym zależy od wielkości pochylenia tułowia i głębokości przysiada. Przy niskiej pozycji,

Podczas odepchnięcia ręce w dalszym ciągu wykonują aktywne ruchy: ręka przeciwległa do nogi oporowej – do przodu, ręka druga – do tyłu. W trakcie swobodnego ślizgu praca rąk staje się wolniejsza aż do zatrzymania rąk w pozycjach skrajnie tylnej i skrajnie przedniej. Powodzenie na krótkich dystansach jest silnie uzależnione od koordynacji działań kończyn górnych i dolnych oraz indywidualnych cech antropometrycznych.

Analizując technikę biegu w short-tracku jasnym jest, że łyżwiarz porusza się wyłącznie dzięki odepchnięciom krawędzi łyżew od powierzchni lodu, żadne inne wykonywane przez zawodnika działania, do których zaliczyć możemy ruchy zamachowe rąk i nóg czy balans tułowia nie przyczyniają się w sposób bezpośredni do wytworzenia postępowego ruchu w przód. Mogą one jedynie wpływać na zmianę położenia ciała, stąd należy je rozpatrywać wyłącznie jako środek mający na celu zwiększenie amplitudy ruchu i obniżenie statycznego napięcia mięśni.

Siła napędowa powstaje w wyniku odepchnięcia krawędzią łyżwy od powierzchni lodu, będąc efektem głównie pracy prostowników stawu kolanowego i biodrowego. Hamująco z kolei działają siły tarcia pomiędzy łyżwą a lodem oraz siła oporu powietrza. Wraz ze wzrostem przewagi siły napędowej na hamującymi wzrasta przyspieszenie i odwrotnie.

W każdym cyklu występuje moment odepchnięcia, który powoduje zwiększenie prędkości oraz swobodnego ślizgu, kiedy maleje. W ten sposób można przedstawić ruch łyżwiarza jako sekwencję naprzemiennych przyspieszeń i spowolnień pozostających w ścisłej zależności. Przyspieszenie osiągnięte jest na skutek aktywnych działań łyżwiarza, większa siła odepchnięcia skutkuje większym wzrostem prędkości.

Niemożliwym jest pominięcie pasywnej fazy ruchu, obserwujemy ją w fazie jednooporowej. Jednakże pasywność jest momentem koniecznym, gdyż w tym czasie łyżwiarz przygotowuje się do wykonania odepchnięcia, wykonuje zamach wolną nogą, rozpoczyna przemieszczanie środka ciężkości ciała na bok przeciwległy do kierunku odepchnięcia, utrzymuje równowagę na pojedynczej łyżwie itd.

W short-tracku zawodnicy konkurują w biegach indywidualnych i sztafetowych, indywidualnie na dystansach 500, 1000 i 1500 m, sztafety kobiece startują na dystansie 3000 m, męskie 5000 m, od sezonu 2018/2019 oraz wprowadzono sztafety mieszane na dystansie 2000 m, w niektórych zawodach na t. j. Mistrzostwach kraju, Europy i Świata występuje również tzw. Superfinał na dystansie 3000 m -

dostępny dla wszystkich uczestników z pierwszych miejsc na dystansach indywidualnych. W grupach młodzieżowych i u dzieci możliwe są również dystanse 111, 222, 333 i 777m.

Łyżwiarstwo szybkie na krótkim torze - short-track, jest dyscypliną wymagającą wszechstronnego przygotowania motorycznego, w zależności od dystansu, na jakim zawodnik startuje, najlepsze czasy zaczynają się od ok 39,6 na dystansie 500 m w przypadku mężczyzn i 42,6 s w przypadku kobiet, na 1000 m najlepsze czasy na świecie to ok 1:28 dla kobiet i 1:27 dla mężczyzn, natomiast na dystansie 1500 m 2:20 dla kobiet i 2:09,2 dla mężczyzn.

Wysiłek o długości 1-15 minut to wysiłek krótkotrwały przedłużony, prowadzi on do zmęczenia w okresie od kilku do 30minut. Intensywność wysiłku po przekroczeniu której dochodzi do szybkiego zwiększania stężenia mleczanów we krwi nazywamy progiem mleczanowym (LT – lactate treshold). Wysiłki wymienione w tej grupie wykonywane są najczęściej powyżej progu mleczanowego, z dużym udziałem procesów beztlenowych. Dominującym źródłem energii są węglowodany (glikogen mięśniowy i wątrobowy) jednym z efektów pracy w warunkach beztlenowych jest kwasica mleczanowa i zużywanie zapasów wodorowęglanów ustrojowych. Stopień zakwaszenia w wysiłkach krótkotrwałych zależy jest od intensywności i dynamiki narastania mocy.

Krótkotrwałe wysiłki o charakterze maksymalnym, trwające nie dłużej niż 60s. (bieg sprinterski na 500m) oparte są o procesy beztlenowe, głównym źródłem energii w tym wypadku są rozpad fosfokreatyny i glikogenu mięśniowego.

W zależności od proporcji zachodzących w organizmie procesów energetycznych wysiłki podzielić możemy na tlenowe, beztlenowe i mieszane, czyli tlenowo – beztlenowe, kolejny podział to ten dzielący wysiłki ze względu na czas ich trwania; do 10s, od 10s do 2min, od 2min do 15min od 15min do 60min i powyżej 60minut.

Podział wysiłków ze względu na ich intensywność jest najbardziej złożony jako kryterium można przyjąć względność obciążenia. Obciążenie bezwzględne może być wyrażone w ilości pracy wykonanej w jednostce czasu – mocy. Może być ono również wyrażane w jednostkach objętości tlenu pochłanianego przez organizm w ciągu minuty. Obciążenie względne wyrażane jest jako proporcja zapotrzebowania na tlen podczas pracy do maksymalnego możliwego pochłaniania tlenu, czyli wskaźnika  $VO_2max$ . Wysiłki, w trakcie których zapotrzebowanie na tlen jest równe  $VO_2max$  nazywamy maksymalnymi, takie w przypadku których zapotrzebowanie przekracza maksymalne nazywamy supramaksymalnymi, jeżeli zapotrzebowanie jest niższe, wówczas są to wysiłki submaksymalne.

W przypadku short-tracku, gdzie wysiłek ma charakter krótkotrwały, ale o dużej intensywności z przewagą procesów beztlenowych, która spada wraz z wydłużaniem dystansu.

Szczególną uwagę należy zwrócić na asymetrię ruchu u zawodników short-tracku, w związku z budową toru oraz kierunkiem poruszania się po nim zawodników wiraże są wykonywane wyłącznie w lewą stronę. W ich trakcie dochodzi do wyraźnego przemieszczenia COP, na lewo, do wewnątrz łuku, poza obwiednię stóp. Łyżwiarz kolejno odpycha się prawą nogą i lewą nogą do tyłu na prawo, wykonując ruch asymetryczny (krok krzyżowy). Technika biegu uzależniona jest od wytworzenia odśrodkowej siły bezwładności. Siła ta proporcjonalna jest do kwadratu prędkości oraz odwrotnie proporcjonalna do promienia łuku. Utrzymanie na torze wymaga pochylenia do wewnątrz łuku oraz pewnego oparcia łyżwy na lodzie. W momencie wyrównania siły odśrodkowej i dośrodkowej powstaje równowaga dynamiczna.

Zawodnik, pokonując łuk, nie jedzie dokładnie po jego linii. Stara się zachować prędkość lub nawet ją zwiększyć, lewa łyżwa jedzie stale na krawędzi zewnętrznej, prawa na wewnętrznej. Przyrost prędkości postępowej na wyjściu z łuku jest efektem zamiany energii potencjalnej, wynikającej z obniżenia środka ciężkości ciała, w kinetyczną. Przyrost zależy od kąta nachylenia.

W odróżnieniu od jazdy po prostej, w łuku właściwie nie występuje faza ślizgu swobodnego. Odepchniecie rozpoczyna się w momencie postawienia łyżwy na lodzie i przyłożenia do niej całej masy ciała. Ma to ścisły związek z oddziaływaniem siły bezwładności na ciało łyżwiarza.

Ruchem przygotowującym do wykonania odepchnięcia prawą nogą jest oderwanie łyżwy od lodu, kolejnym etapem jest jednooporowe odepchnięcie. Prawa noga rozpoczyna prostowanie w stawie biodrowym i kolanowym. Po zakończeniu kontaktu z lodem prawa stopa podnosi się na wysokość 5-10cm i wykonuje niewielką rotację w kierunku środka. Jest to początek aktywnego działania zamachowego prawej nogi i odepchnięcia lewej. Ruch ma charakter paraboliczny stopniowego skłonu w stawie biodrowym (15-25°) i kolanowym (100-110°). łyżwa prawej nogi zbliża się do lewej, następnie zostaje postawiona z przodu, po wewnętrznej, na wewnętrznej krawędzi płozy. Jest to

początek odepchnięcia dwuoporowego, płoza łyżwy pozostaje skierowana nieznacznie w kierunku środka łuku. Siła odepchnięcia lewej nogi uzależniona jest od bliskości postawienia nogi prawej, im bliżej tym siła większa.

Co wymusza pokonanie, naturalnego w ludzkim organizmie, mechanizmu kontroli, zadaniem, którego jest zapobieganie przeniesieniu COP poza obwiednię stóp (Carpenter 1999) a tym samym, przy założeniu braku siły równoważącej, upadkowi. Jednocześnie bardzo krótkie odcinki prostej, pomiędzy łukami oraz wiraże zdecydowanie ciaśniejsze niż na długim torze powodują, że obciążenia dla mięśni NN są zdecydowanie większe (Hettinga i wsp. 2016), co za tym idzie, niedostatki w funkcjonowaniu układu równowagi mogą być przyczyną upadków, a tym samym urazów, nierzadko, z uwagi na osiągnięte prędkości, ciężkich - wstrząśnięć mózgu, złamań, zwichnięć itp.

Osiągane wysokie prędkości, ponad 30 km na godzinę, kierunek jazdy odwrotny do ruchu wskazówek zegara oraz właściwie brak jazdy na wprost ma wpływ zarówno na technikę sportową jak i na sprzęt - łyżwy do short-tracku zdecydowanie różnią się od łyżew do innych dyscyplin uprawianych na lodzie. Płoza, czyli metalowa część mająca bezpośredni kontakt z lodem w prawym bucie przechodzi pomiędzy środkiem podstawy kości piętowej oraz podstawą drugiego palca, w bucie lewym tylna część jest zamocowana pod podstawą kości piętowej, przednia natomiast przechodzi pod podstawą trzeciego lub czwartego palca, ponadto płozy wygięte są w łuk o promieniu 7-9 m oraz są wygięte w łuk w pionie, wszystkie powyższe parametry ustawienia płozy są dobierane indywidualnie do preferencji zawodnika. Na pierwszy rzut oka podobnie zbudowane są łyżwy do łyżwiarstwa szybkiego, jednak łuki płozy mają zdecydowanie większy promień, występuje ponadto różnica w jej mocowaniu, w short-tracku jest ono sztywne, na torze długim pod palcami stóp znajdują się zawiasy umożliwiające ruch pięty w pionie względem płozy.

### **2.3 Znaczenie równowagi ciała w short-tracku**

Short-track jest dyscypliną wysoce wymagającą w zakresie równowagi, duże prędkości i ciasne łuki wymuszają przemieszczenie rzutu środka naporu stóp na podłoże, na wirażu, poza obwiednię stóp w lewą stronę. Ciekawym aspektem tej dyscypliny w świetle równowagi ciała jest kwestia stronności ruchu, ponieważ cały schemat ruchowy właściwy dla short-tracku jest asymetryczny - przesunięty w stronę lewą. Nie bez znaczenia dla układu równowagi w warunkach specyficznych tego sportu jest asymetryczne ustawienie płozy oraz jej ugięcie w łuk (Van Der Kruk 2018).

Układ kątowny staw skokowy - staw biodrowy w short-tracku w wirażu pozostaje zbliżony, kończyny prowadzone są równoległe do siebie (Khuyagbaata i wsp. 2017), jednak noga zewnętrzna prawa jest zdecydowanie bardziej obciążona (Hettinga i wsp. 2016).

Nie bez znaczenia pozostaje również duża siła odśrodkowa towarzysząca pokonywaniu łuków. W warunkach laboratoryjnych zwiększone obciążenie można uzyskać poprzez dołożenie obciążenia, zazwyczaj w badaniach praktykuje się takie działania poprzez kamizelkę obciążeniową, wówczas obciążenie stosuje się z przodu (Tahayor 2012), z tyłu (Palumbo 2001) lub równomiernie z przodu i z tyłu tułowia (Schiffman 2006), stosowane obciążenie oscyluje pomiędzy 10 a 20% masy ciała badanych, można jednak znaleźć również opracowania z obciążeniem bezwzględny, niezależnym od masy ciała.

W codziennym życiu kontrola równowagi ciała następuje w sposób bezwiedny, bez udziału świadomości (Nasher 1981, Neuman 1984), taki mechanizm sprawdza się w warunkach zagrożenia upadkiem przy przekroczeniu obwiedni stóp przez COP. W short-tracku, podczas jazdy w łuku, występuje wyraźne przemieszczenie COP poza obwiednię stóp - do wewnątrz łuku tj. w stronę lewą, w przypadku braku równoważącej siły odśrodkowej w takiej pozycji zawodnik upadłby na powierzchnię lodu. Wytworzenie mechanizmu adaptacji do takich warunków wymaga długotrwałego procesu przystosowawczego. Mózg stosuje hierarchię procesów przez niego kontrolowanych, ośrodki korowe sterują skomplikowanymi procesami tak myślowymi jak i motorycznymi, oddając jednocześnie kontrolę nad już opanowanymi umiejętnościami na rzecz ośrodków niższych, mniej analitycznych (Bernstein 1947). W miarę regularnego pobudzania OUN podobnymi bodźcami mechanizmy kontroli ulegają zmianie a następnie w procesie automatyzacji ich sterowanie przekazywane jest do wspomnianych niższych struktur OUN takich jak mózdzek (Walsh 2000, Czabański 2000).

W Toku rozwoju ludzkiego organizmu mechanizmy kontroli równowagi, w większości kontrolowane bezwiednie, są również modyfikowane przez pojawiające się mechanizmy w pamięci motorycznej. Uniesienie kończyny górnej nad głowę powoduje odchylenie tułowia,

mechanizm ten równoważy siły działające na organizm, powodując utrzymanie równowagi górnych segmentów ciała (Massion i wsp. 1999, Martin 1967, Belenkyi 1967). Funkcjonowanie systemu antycypacyjnego zdecydowanie łatwiej zaobserwować można w przypadku ruchów o dużej dynamice, reakcja mięśni na spodziewaną zmianę rozkładu siła odpowiadających za utrzymanie równowagi następuje równocześnie z zapoczątkowaniem ruchu, nierzadko go nawet uprzedzając. Świadczy to o istnieniu systemu kontroli równowagi opartego o wyuczzone wzorce (Massion 1992). Spodziewana siła, wielkość bodźca, który ma oddziaływać na organizm powoduje odpowiednio większy udział uwagi w reakcji na tenże (Donker i wsp.).

## **2.4 Specyfika pozycji startowej w short-tracku w aspekcie równowagi ciała**

Szkolenie w short-tracku nie definiuje jednoznacznie pozycji startowej dla zawodnika czy zawodniczki, pozostawiając ten element indywidualnym preferencjom. Większość zawodników przybiera pozycję, w której noga wykroczna, ustawiona jest w kierunku biegu lub zwrócona o niewielki kąt, mniejszy niż  $30^\circ$ , w prawo. Noga zakroczna ustawiona jest pod kątem, równym bądź większym od nogi wykroczonej, oraz wysunięta w tył w prawo bądź pozostająca w linii z nogą wykroczną. Są zawodnicy, których pozycja różni się, noga wykroczna ustawiona zostaje przez nich prostopadłe do kierunku biegu, noga zakroczna równoległe do niej. Głowa skierowana w kierunku biegu, wzrok skierowany na pierwszy łuk lub na taflę lodową poniżej. Kończyna górna przednia ugięta w stawie łokciowym, łokieć na wysokości wysuniętego kolana, prostopadła lub pod dużym kątem do sylwetki. Bark wysunięty, kończyna górna tylna skierowana w tył lub w tył w prawo, wyprostowana lub nieznacznie ugięta w stawie łokciowym, równoległa do tułowia lub nieznacznie odwiedzona. W przypadku zawodników startujących z pozycji łyżwy przedniej prostopadłej do kierunku biegu pozycja może się różnić; przedni bark wysunięty, przednia ręka wyprostowana lub nieznacznie ugięta w stawie łokciowym odwiedzona pod niewielkim kątem, kończyna tylna ugięta w stawie łokciowym, ramię odwiedzone pod niewielkim kątem, przedramię równoległe do podłoża.

Brak jednego, spójnego wzorca nie oznacza braku cech wspólnych, taką cechą jest przesunięcie środka ciężkości ciała bliżej linii startu oraz potrzeba posiadania dobrego podparcia dla nogi odpychającej a odległość między łyżwami zawiera się w przedziale 30-45cm.

Rozbieg startowy rozpoczyna się od ruchu nogi zamachowej, która odwraca się do zewnątrz, jednocześnie wykonany zostaje szybki wyprost nogi odpychającej. Środek ciężkości ciała zostaje przesunięty do przodu, ramiona szybko i zdecydowanie unoszą się do góry, uginają w stawach łokciowych i rozpoczynają wykonywanie ruchów zamachowych. Pierwsze 3-4 kroki łyżwiarz wykonuje na łyżwach zwróconych do zewnątrz, pod kątem ok  $90^\circ$ . Ślizg jest minimalny, dopiero później w ramach nabieranej prędkości siłą odepchnięcia wzrasta a łyżwiarz przyjmuje pozycję dystansową.

### **3.Cel badań oraz pytania badawcze**

#### **3.1 Cel pracy**

Głównym celem pracy było porównanie wartości parametrów stabilogramu zawodników short-tracku, w warunkach stania swobodnego oraz pozycji startowej przed treningiem oraz po treningu w trzech okresach szkolenia sportowego.

Cele szczegółowe uwzględniają porównanie wartości parametrów COP:

- 1) w pozycji stania swobodnego, w 3 okresach szkolenia badanych zawodników;
- 2) w pozycji startowej, w 3 okresach szkolenia zawodników short-tracku;
- 3) w pozycji stania swobodnego do pozycji startowej badanych sportowców;
- 4) pomiędzy zawodniczkami i zawodnikami short-tracku.

#### **3.2.Pytania badawcze**

Zebrany materiał oraz przyjęte metody badawcze upoważniają do postawienia następujących pytań badawczych:

- 1) Czy kontrola równowagi ciała zawodników w pozycji swobodnej zmienia się w różnych okresach cyklu szkoleniowego?
- 2) Czy kontrola równowagi ciała zawodników w pozycji startowej zmienia się w różnych okresach cyklu szkoleniowego?
- 3) Jakie są różnice kontroli równowagi ciała pomiędzy pozycją stania swobodnego, a pozycją startową badanych zawodników?
- 4) Czy są różnice kontroli równowagi ciała pomiędzy zawodniczkami a zawodnikami short-tracku

## 4. Materiał i metody badań

### 4.1 Charakterystyka badanych

Mimo relatywnie niewielkiej grupy trenującej dyscyplinę, jaką jest short-track, w Polsce – w Mistrzostwach Polski na dystansach i w wieloboju, w latach 2022 – 2024 liczba uczestników wahała się od 47 (2023) do 80 (2024) (pzls.pl). W barwach reprezentacji Polski występuje kilkunastu zawodników i zawodniczek będących w światowej czołówce, w tym trzy uczestniczki Zimowych Igrzysk Olimpijskich w 2018 r. - Magdalena Warakomska oraz siostry Patrycja i Natalia Maliszewskie. Dwie ostatnie oraz Nikola Mazur, Łukasz Kuczyński, Michał Niewiński i Kamila Stormowska uczestniczyli również w ZIO 2022 w Pekinie. W tym gronie wyraźnie wyróżnia się N. Maliszewska, zdobywczyni Pucharu Świata na dystansie 500m. Sukcesy w PŚ odnosili również Kuczyński i Stormowska.

Grupę badawczą stanowi kadra narodowa Polski w short-tracku w kategorii seniora, w sezonach 2019/2020 oraz 2020/2021. Grupa badanych zawodników kadry narodowej to: 8 kobiet, (wiek:  $21,7 \pm 4,2$  lat) i 7 mężczyzn ( $21,4 \pm 2,9$  lat). Zawodnicy prezentują światowy poziom sportowy, staż zawodniczy badanych wynosi między 10 a 21 lat. W toku badań, wykonano 336 pomiarów, z analizy wykluczono zawodników, którzy z powodu nieobecności na części zgrupowań uczestniczyli w badaniu tylko w jednym okresie, w przypadku zawodników, którzy nie uczestniczyli w jednej turze badań wyniki zostały uzupełnione średnimi z pozostałych przypadków. Sytuacja taka podyktowana była specyfiką wybranej grupy oraz zawieszeniem rywalizacji na skutek pandemii COVID-19, która była też głównym powodem znacznego rozciągnięcia w czasie realizowanych badań, względem pierwotnego harmonogramu

### 4.2 Metody badawcze

Oceny kontroli równowagi ciała dokonano przy pomocy metody posturograficznej. w tym przypadku wykorzystuje się platformy wyposażone w czujniki rejestrujące siły wywierane na podłoże, na podstawie których wyliczane jest położenie środka nacisku stóp (COP), czyli punkt przyłożenia siły. Aby uzyskać informację na temat stabilności postawy ciała dokonuje się pomiaru przemieszczeń COP w dwóch kierunkach ruchu oznaczonych kolejno AP (anterior-posterior) i ML (medial-lateral) (Collins i De Luca 1993).

Zarejestrowany sygnał COP w kierunku przednio-tylnym (AP) i środkowo-bocznym (ML), wykorzystany został do analizy 5 parametrów COP:

- 1) **SD [mm]** - odchylenie standardowe (zmiennosc) szeregu czasowego środka nacisku stóp
- 2) **MV [mm/s]** - średnia prędkosc szeregu czasowego środka nacisku stóp,
- 3) **RA [mm]** - zakres określa różnicę między największą i najmniejszą wartością badanego szeregu czasowego,
- 4) **SE [-]** - entropia szeregu czasowego środka nacisku stóp, odnosi się do *sample entropy* i obrazuje regularność lub przewidywalność sygnału COP.
- 5) **FR [Hz]** - częstotliwość obiegu środka nacisku stóp obliczana jest na podstawie średniej prędkości oraz amplitudy sygnału COP.

### 4.3 Procedura eksperymentu

W toku eksperymentu zrealizowano 3 badania - w trzech okresach szkolenia - zawodników short-tracku (okres: A, B i C). W każdym okresie badań przeprowadzono 4 próby, po dwie dla każdej pozycji ciała. W pozycji swobodnej i w pozycji startowej wykonano badania przed treningiem i bezpośrednio po treningu.

- 1) W staniu swobodnym wzrok badanych zawodników/czek skierowany był na stały punkt umiejscowiony na ścianie w odległości dwóch metrów od badanego na wysokości 150 cm nad ziemią, stopy rozstawione na szerokość 25 cm.

- 2) Pozycja startowa, to właściwa pozycja zawodnika tj. nawykowa - którą uznaje on/ona za najbardziej efektywną i którą stosuje w startach podczas zawodów.

Sygnal COP rejestrowany był dla każdej próby przez 20 sekund.

#### 4.4 Harmonogram badań w rocznym cyklu treningowym

Tabela 1 przedstawia szczegółowy harmonogram badań. Badania przeprowadzono w tym samym czasie cyklu dobowego badanych zawodników tj. przed południem Próby wykonano w Opolu.

Tab. 1 Szczegółowa charakterystyka badań w rocznym cyklu treningowym

Okres	Data	Okres (w rocznym cyklu treningowym)	Sezon	Pozycja ciała			
				swobodna		startowa (w short-tracku)	
				przed treningiem	po treningu	przed treningiem	po treningu
A	01.05.2019 r.	przygotowawczy	2019/2020				
B	15.01.2020 r.	startowy I	2019/2020	1a	1b	2a	2b
C	19.11.2020 r.	startowy II	2020/2021				

#### 4.5 Metody statystyczne

Do analizy statystycznej wykorzystany został program Statistica 13 (StatSoft, USA), w opracowaniu wyników wykorzystano również z programu komputerowego Excel 2007 firmy Microsoft. Poziom istotności statystycznej ustalony został dla  $p \leq 0,05$ . W analizie wyników wykorzystane zostały statystyki opisowe mediana i rozstęp kwartylowy. Do określania normalności rozkładu wykorzystany został test Shapiro-Wilka Z uwagi na niespełnienie założenia normalności rozkładu, do oceny efektów głównych trzech zmiennych niezależnych (PRÓBA, PŁASZCZYZNA i OKRES) oraz ich interakcji na wartości średnie mierzonych parametrów COP wykorzystano test Friedmanna będący nieparametrycznym odpowiednikiem analizy wariancji. Do zbadania zależności pomiędzy poszczególnymi okresami oraz pozycjami, mając na uwadze niespełnienie założenia normalności rozkładu, posłużono się Testem Kolejności Par Wilcozona, będącym nieparametrycznym odpowiednikiem testu T-Studenta (Stanisz, 2006). Do określenia różnic między płciowych użyto test Manna-Whitneya będącego nieparametrycznym odpowiednikiem testu T-Studenta dla grup niezależnych (Stanisz, 2006).

W analizie statycznej wyników badań przyjęto dla:

- 1) **Próby**, 4 poziomy, tj. próba: 1a (stanie swobodne przed treningiem), 2a (pozycja startowa przed treningiem), 1b (stanie swobodne po treningu) oraz 2b (pozycja startowa po treningu).
- 2) **Kierunku ruchu** (płaszczyzny wychwiał), 2 poziomy (AP i ML).
- 3) **Okresu** jako zmiennej badania w rocznym cyklu treningowym, 3 poziomy (A, B i C),
- 4) Natomiast ostatnia zmienna to **kończyna dolna**, która ma 2 poziomy (P – kończyna dolna prawa i L – kończyna dolna lewa).

Porównania wybranych par wartości średnich przeprowadzono za pomocą testu post-hoc Wilcozona, dla porównań przyjęto poziom istotności  $p < 0,01(6)$ .



## 5. Wyniki

W tabelach od nr 2 do nr 11 przedstawiono średnie wartości parametrów COP, w tym 3 wskaźniki liniowe COP (SD, MV, RA) i 2 wskaźniki nieliniowe (SE i FR).

Tabele 2, 4, 6, 8 i 10 dotyczą średnich wartości COP zarejestrowanych dla kończyny dolnej lewej - w pozycji stania swobodnego. Natomiast tabela 3, 5, 7, 9 i 11 przedstawiają wyniki dla kończyny dolnej prawej w tej samej co wyżej pozycji ciała.

### 5.1. Różnice kontroli równowagi ciała zawodników short-tracku, w pozycji stania swobodnego w trzech okresach szkolenia

Wyniki zmienności COP dla prób wykonanych przed treningiem dla kończyny dolnej lewej w kierunku AP nie wykazały istotnych różnic. W kierunku ML - analiza wykazała istotnie najniższą wartość zmienności w okresie A, w stosunku do okresów B (o ok. 1/5) i C (ponad dwukrotnie) w próbach wykonanych przed treningiem.

Nie odnotowano istotnych różnic SD COP w próbach po treningu dla żadnego z kierunków ruchu.

Tab. 2 Różnice średnich wartości SD COP [mm], kończyna dolna lewa

Okres badania	Kierunek							
	AP				ML			
	Stanie swobodne							
	1a		1b		2a		2b	
M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	
A	3,57±2,39		4,04±3,65		0,46±0,338		0,60±0,84	
B	3,94±3,29	0,3878	3,65±2,15	0,15	0,58±0,40	0,00376	0,58±0,39	0,103
C	3,59±3,84		4,36±4,28		1,31±2,92		0,51±0,28	
Wartość p dla przeprowadzonych porównań								
A vs. B	0,0413		0,2393		0,0037		0,7536	
B vs. C	0,930		0,1306		0,1548		0,1548	
A vs. C	0,041		0,5336		0,0096		0,0753	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartylowy; okres: A - przygotowawczy; B - startowy I, C - startowy II; próba: 1a - przed treningiem, 1b - po treningu; kierunek: AP - przednio-tylny, ML - środkowo boczny

Dla kończyny dolnej prawej w próbie przed treningiem wartość średniej zmienności COP w kierunku AP okazała się istotnie niższa (o ponad 30%) w okresie A względem okresu B, nie odnotowano istotnych różnic pomiędzy okresami B i C oraz A i C. Innych istotnych różnic dla kończyny dolnej prawej - nie odnotowano.

Tab. 3 Różnice średnich wartości SD COP [mm], kończyna dolna prawa

Okres badania	Kierunek							
	AP				ML			
	Stanie swobodne							
	1a		1b		2a		2b	
M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	
A	2,76±2,11		2,99±4,34		0,39±0,25		0,55±0,58	
B	4,02±1,49	0,00376	3,78±0,94	0,148	0,52±0,46	0,18	0,60±0,39	0,35
C	3,07±2,96		3,34±1,50		0,36±0,30		0,42±0,08	
Wartość p dla przeprowadzonych porównań								
A vs. B	0,0028		0,4801		0,0076		0,8139	
B vs. C	0,1166		0,0076		0,0076		0,0058	
A vs. C	0,2393		0,0033		0,875		0,0262	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartylowy; okres: A - przygotowawczy; B - startowy I, C - startowy II; próba: 1a - przed treningiem, 1b - po treningu; kierunek: AP - przednio-tylny, ML - środkowo boczny

Tabele 3 i 4 przedstawiają wyniki średniej prędkości wychwiał COP, analogicznie dla kończyny dolnej lewej i prawej.

Analiza wyników dla kończyny dolnej lewej wykazała, że średnia MV COP - w kierunku AP - w okresie B – przed treningiem i po treningu jest istotnie mniejsza w stosunku do okresu A i C. Natomiast w kierunku ML, średnia MV COP jest istotnie większa w okresie B od okresu A i C ( $\alpha \approx 27\%$ ,  $i \alpha \approx 25\%$ ).

Tab. 4 Różnice średnich wartości MV COP [mm/s], kończyna dolna lewa

Okres badania	Kierunek							
	AP				ML			
	Stanie swobodne							
	1a		1b		2a		2b	
M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	
A	20,50±15,96		18,72±7,96		15,75±14,12		14,40±10,97	
B	13,12±5,91	0,0003	13,55±5,87	0,0002	17,59±4,08	0,46	18,59±5,40	0,00048
C	19,67±4,51		18,13±10,29		16,28±5,89		11,57±6,53	
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>								
A vs. B	0,0028		0,0022		0,0413		0,0037	
B vs. C	0,0022		0,0033		0,01579		0,0033	
A vs. C	0,1360		0,0328		0,3078		0,0753	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartylowy; okres: A - przygotowawczy; B – startowy I, C - startowy II; próba: 1a - przed treningiem, 1b - po treningu; kierunek: AP - przednio-tylny, ML - środkowo boczny

W oparciu o analizę danych uzyskanych dla kończyny dolnej prawej w kierunku AP przed rozpoczęciem treningu, stwierdzono istotnie wyższe MV COP w okresie B w porównaniu do okresu C, przy czym różnica ta była ponad dwukrotna. Nie zaobserwowano natomiast istotnych różnic pomiędzy okresami A i B oraz A i C. Po zakończeniu treningu, dla tego samego kierunku ruchu (AP) i w tym samym okresie (B), średnia prędkość wychyleń ciała była istotnie większa w porównaniu do okresów A ( $\alpha \approx 84\%$ ) i C ( $\alpha \approx 107\%$ ).

Dla prób wykonanych przed treningiem w kierunku ML nie odnotowano istotnych różnic, dla prób po treningu, wyniki wskazują na istotnie wyższe wartości prędkości średniej w okresie B względem okresów A ( $\alpha \approx 29\%$ ) i C ( $\alpha \approx 25\%$ ), nie odnotowano istotnej różnicy między okresami A i C.

Tab. 5 Różnice średnich wartości MV COP [mm/s], kończyna dolna prawa

Okres badania	Kierunek							
	AP				ML			
	Stanie swobodne							
	1a		1b		2a		2b	
M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	
A	20,41±15,97		20,40±19,37		18,13±17,25		16,13±5,98	
B	41,36±28,91	0,0001	37,72±40,44	0,001	19,86±9,99	0,338	20,95±9,32	0,001
C	18,50±10,65		18,14±7,02		20,26±13,78		16,69±9,72	
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>								
A vs. B	<b>0,1579</b>		0,0028		0,5302		0,0022	
B vs. C	0,0022		0,0033		0,8753		0,0044	
A vs. C	0,1579		0,2132		0,5302		0,7221	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartylowy; okres: A - przygotowawczy; B – startowy I, C - startowy II; próba: 1a - przed treningiem, 1b - po treningu; kierunek: AP - przednio-tylny, ML - środkowo boczny

Dane dla kończyny dolnej lewej nie wskazują na istotne różnice w zakresie szeregu czasowego środka nacisku stóp.

Tab. 6 Różnice średnich wartości RA COP [mm], kończyna dolna lewa

Okres badania	Kierunek							
	AP				ML			
	Stanie swobodne							
	1a		1b		2a		2b	
M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	
A	16,48±12,88		18,73±13,93		2,51±1,59		2,89±2,20	
B	17,44±13,95	0,13	17,01±10,12	0,17	3,07±2,61	0,368	3,10±1,39	0,0205
C	12,71±24,26		19,43±17,12		5,68±14,79		2,91±2,00	
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>								
A vs. B	0,3881		0,1579		0,0096		0,4801	
B vs. C	0,0076		0,00022		0,0597		0,1360	
A vs. C	0,0280		0,2720		0,0597		0,8139	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartyłowy; okres: A - przygotowawczy; B - startowy I, C - startowy II; próba: 1a - przed treningiem, 1b - po treningu; kierunek: AP - przednio-tylny, ML - środkowo boczny

Analiza danych dla kończyny dolnej prawej w kierunku AP przeprowadzona przed treningiem wykazała istotnie wyższe wartości zakresu środka nacisku (RA COP) w okresie B w porównaniu do okresów A ( $\approx 137\%$ ) i C ( $\approx 53\%$ ). Natomiast po zakończeniu treningu, w płaszczyźnie AP, nie zaobserwowano istotnych różnic w wartościach RA COP pomiędzy analizowanymi okresami.

Dane uzyskane dla kończyny dolnej prawej w kierunku ML przed rozpoczęciem treningu wykazały istotnie wyższe wartości RA COP w okresie B w porównaniu do okresów A i C, w obu przypadkach o około 10mm. W płaszczyźnie AP po zakończeniu treningu nie stwierdzono istotnych różnic w wartościach RA COP. Jednakże, dla prób wykonanych po treningu w kierunku ML, odnotowano istotnie wyższe wartości RA COP w okresie B w porównaniu do okresów A ( $\approx 11\%$ ) i C ( $\approx 32\%$ ).

Tab. 7 Różnice średnich wartości RA COP [mm], kończyna dolna prawa

Okres badania	Kierunek							
	AP				ML			
	Stanie swobodne							
	1a		1b		2a		2b	
M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	
A	14,22±11,42		14,54±19,83		2,22±1,36		2,83±3,35	
B	33,82±42,77	0,0005	16,95±3,46	0,7552	12,25±19,55	0,0005	3,15±1,95	0,0038
C	22,07±13,23		16,67±3,94		2,26±1,74		2,37±0,66	
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>								
A vs. B	0,0029		0,0994		0,0029		0,2094	
B vs. C	0,0037		0,1579		0,0022		0,0028	
A vs. C	0,0341		0,1823		0,6378		0,0498	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartyłowy; okres: A - przygotowawczy; B - startowy I, C - startowy II; próba: 1a - przed treningiem, 1b - po treningu; kierunek: AP - przednio-tylny, ML - środkowo boczny

Dane dla kończyny dolnej lewej w kierunku AP przed treningiem wykazała, że wartości entropii stabilogramu środka nacisku (SE COP) były istotnie wyższe w okresie A w porównaniu do okresu B ( $\approx 32\%$ ). Nie zaobserwowano jednak znaczących różnic pomiędzy okresami B i C oraz A i C. Po treningu nie odnotowano istotnych zmian w wartościach SE COP. Ponadto, w kierunku ML nie stwierdzono istotnych różnic ani przed, ani po treningu.

Tab. 8 Różnice średnich wartości SE COP, kończyzna dolna lewa

Okres badania	Kierunek							
	AP				ML			
	Stanie swobodne							
	1a		1b		2a		2b	
M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	
A	1,77±1,31		1,58±0,79		3,48±1,61		2,96±1,32	
B	1,34±0,58	0,006	1,43±0,54	0,1737	3,52±1,10	0,28	3,51±0,79	0,00178
C	1,62±2,25		1,52±1,26		4,34±9,69		3,06±1,34	
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>								
A vs. B	0,0120		0,1579		0,1360		0,0060	
B vs. C	0,0843		0,3465		0,3465		0,0229	
A vs. C	0,6378		0,3078		0,3465		0,8753	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartylowy; okres: A - przygotowawczy; B - startowy I, C - startowy II; próba: 1a - przed treningiem, 1b - po treningu; kierunek: AP - przednio-tylny, ML - środkowo boczny

Dla kończyzny prawej wyniki SE COP wskazują na brak istotnych różnic dla prób wykonanych przed treningiem w kierunku AP, dla prób wykonywanych po treningu uzyskano istotnie wyższą wartość w okresie B względem okresu C ( $\alpha \approx 11\%$ ), nie stwierdzono istotnych różnic pomiędzy okresami A i B oraz A i C. Nie stwierdzono istotnych różnic w kierunku ML.

Tab. 9 Różnice średnich wartości SE COP, kończyzna dolna prawa

Okres badania	Kierunek							
	AP				ML			
	Stanie swobodne							
	1a		1b		2a		2b	
M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	
A	1,88±0,83		1,84±1,28		3,56±0,89		3,39±1,80	
B	1,98±0,52	0,124	2,05±0,51	0,0023	3,79±0,90	0,076	3,59±1,31	0,263
C	1,73±0,91		1,72±0,43		3,99±1,82		3,55±0,88	
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>								
A vs. B	0,1166		0,0843		0,0341		0,2720	
B vs. C	0,0022		0,0022		0,3078		0,4327	
A vs. C	0,2393		0,1579		0,0597		0,2720	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartylowy; okres: A - przygotowawczy; B - startowy I, C - startowy II; próba: 1a - przed treningiem, 1b - po treningu; kierunek: AP - przednio-tylny, ML - środkowo boczny

Analiza danych dla kończyzny dolnej lewej w kierunku AP wykazała istotnie niższe wartości FR COP w próbach wykonanych przed treningiem w okresie B względem okresu A ( $\alpha \approx 64\%$ ) i względem okresu C ( $\alpha \approx 86\%$ ). Po treningu nie stwierdzono znaczących różnic tych wartościach. Dodatkowo, w kierunku ML nie zaobserwowano istotnych różnic zarówno przed, jak i po treningu.

Tab. 10 Różnice średnich wartości FR COP (Hufschmidt) [Hz], kończyna dolna lewa

Okres badania	Kierunek							
	AP				ML			
	Stanie swobodne							
	1a		1b		2a		2b	
M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	
A	0,97±0,95		0,84±0,74		5,81±6,67		4,81±5,52	
B	0,59±0,36	0,0004	0,64±0,32	0,278	5,27±3,85	0,7552	5,68±4,22	0,168
C	1,10±1,06		0,78±1,19		5,26±7,74		3,84±6,12	
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>								
A vs. B	0,0047		0,0186		0,2720		0,1579	
B vs. C	0,0022		0,0597		0,4801		0,0229	
A vs. C	0,1823		0,3465		0,3078		0,2094	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartylowy; okres: A - przygotowawczy; B – startowy I, C - startowy II; próba: 1a - przed treningiem, 1b - po treningu; kierunek: AP - przednio-tylny, ML - środkowo boczny

Dane dla kończyny dolnej prawej, w kierunku AP, dla prób wykonanych przed treningiem analiza wykazała istotnie wyższe wyniki w okresie B w stosunku do okresu A (o ≈70%) oraz w stosunku do okresu C (o ≈240%). Istotnie niższe, dokładnie dwukrotnie, okazały się wartości FR COP w okresie C w stosunku do okresu A. Dla prób wykonanych po treningu istotnie niższe okazały się wyniki parametru w okresie C w stosunku do okresu B (o ≈0,85Hz) i okresu A (o ≈ 0,42 Hz). Nie odnotowano istotnych różnic w kierunku ML.

Tab. 11 Różnice średnich wartości FR COP (Hufschmidt) [Hz] kończyna dolna prawa

Okres badania	Kierunek							
	AP				ML			
	Stanie swobodne							
	1a		1b		2a		2b	
M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	
A	1,14±1,02		1,27±1,68		7,64±5,50		5,79±7,51	
B	1,94±2,05	0,0001	1,90±2,31	0,00019	6,33±4,09	0,39	6,45±5,00	0,174
C	0,57±1,17		0,85±0,36		4,34±10,71		6,39±2,60	
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>								
A vs. B	0,0060		0,0341		0,0280		0,3881	
B vs. C	0,0022		0,0022		0,5302		0,8139	
A vs. C	0,0120		0,0076		0,2094		0,2094	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartylowy; okres: A - przygotowawczy; B – startowy I, C - startowy II; próba: 1a - przed treningiem, 1b - po treningu; kierunek: AP - przednio-tylny, ML - środkowo boczny

## 5.2 Różnice kontroli równowagi ciała zawodników short-tracku, w pozycji startowej w trzech okresach szkolenia

Dane dotyczące kończyny dolnej lewej wykazały istotne różnice w średnich wartościach odchylenia standardowego środka nacisku (SD COP) w kierunku AP w próbach przeprowadzonych przed treningiem. Jednakże, analiza post hoc nie pozwoliła na jednoznaczne zidentyfikowanie pary wyników, które byłyby odpowiedzialne za zaobserwowane różnice. W próbach wykonanych po treningu nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic.

W kierunku ML, w próbach wykonanych przed treningiem nie odnotowano istotnych różnic, w próbach wykonanych po treningu uzyskano istotną różnicę w wartość SD COP w okresie A, kiedy była ona niższa niż w okresach B i C (o ≈65%).

Tab. 12 Różnice średnich wartości SD COP [mm], kończyzna dolna lewa

Okres badania	Kierunek							
	AP				ML			
	Pozycja startowa							
	1a		1b		2a		2b	
M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	
A	3,85±1,50		3,80±7,65		4,87±6,61		4,38±6,29	
B	3,43±0,01	0,01312	2,79±3,29	0,127	5,92±4,46	0,1685	6,64±5,11	0,00076
C	2,61±0,33		3,27±3,89		5,03±6,21		6,75±4,31	
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>								
A vs. B	0,02393		0,0413		0,0995		0,0022	
B vs. C	0,1360		0,0504		0,0229		0,4769	
A vs. C	0,0229		0,1548		0,813		0,0058	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartylowy; okres: A - przygotowawczy; B – startowy I, C - startowy II; próba: 1a - przed treningiem, 1b - po treningu; kierunek: AP - przednio-tylny, ML - środkowo boczny

Dane dla kończyzny dolnej prawej nie wykazują istotnych różnic wartości SD COP w kierunku AP ani w kierunku ML.

Tab. 13 Różnice średnich wartości SD COP [mm], kończyzna dolna prawa

Okres badania	Kierunek							
	AP				ML			
	Pozycja startowa							
	1a		1b		2a		2b	
M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	
A	6,01±11,98		6,82±7,68		2,80±5,10		2,76±4,91	
B	6,86±6,43	0,7788	6,63±6,81	0,1777	3,79±4,77	0,1312	4,17±4,98	0,148
C	7,28±10,65		8,97±10,81		3,26±4,53		4,06±6,77	
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>								
A vs. B	0,8753		0,8753		0,0076		0,0229	
B vs. C	1,0000		0,0504		0,0076		0,2477	
A vs. C	0,8753		0,1095		0,5829		0,0618	

Nota: M – mediana, RK – rozstęp kwartylowy; okres: A - przygotowawczy; B – startowy I, C - startowy II; próba: 2a - przed treningiem, 2b - po treningu; kierunek: AP - przednio-tylny, ML - środkowo boczny

Dane dla kończyzny dolnej nie wskazują na istotne różnic w próbach wykonanych przed treningiem w kierunku AP, w próbach wykonanych po treningu odnotowano wyniki o niemalże o  $\approx 39\%$  wyższe w okresie A względem okresu B i o  $\approx 67\%$  względem okresu C. Ponadto wyniki w okresie C wskazują na wartość parametru niższą o niemal 20% względem okresu B.

Nie odnotowano istotnych różnic w kierunku ML.

Tab. 14 Różnice średnich wartości MV COP [mm/s], kończyna dolna lewa

Okres badania	Kierunek							
	AP				ML			
	Pozycja startowa							
	1a		1b		2a		2b	
M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	
A	18,55±18,76		20,65±22,69		18,50±21,64		19,47±20,37	
B	14,96±8,18	0,338	14,77±7,26	0,00063	21,74±8,82	0,1737	22,36±9,60	0,379
C	14,95±5,07		12,38±4,10		19,70±4,45		19,00±0,08	
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>								
A vs. B	0,0498		0,0060		0,6378		0,1166	
B vs. C	0,6378		0,0076		0,0229		0,0076	
A vs. C	0,1579		0,0058		0,0637		0,5336	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartylowy; okres: A - przygotowawczy; B – startowy I, C - startowy II; próba: 1a - przed treningiem, 1b - po treningu; kierunek: AP - przednio-tylny, ML - środkowo boczny

Dane dla kończyny dolnej prawej nie wskazują na istotne różnice w wysokości MV COP.

Tab. 15 Różnice średnich wartości MV COP [mm/s], kończyna dolna prawa

Okres badania	Kierunek							
	AP				ML			
	Pozycja startowa							
	1a		1b		2a		2b	
M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	
A	74,44±203,82		77,82±165,07		31,12±89,52		31,78±99,39	
B	109,22±143,36	0,338	94,59±140,92	0,10	38,76±42,36	0,56	28,75±18,26	0,306
C	146,98±279,62		123,58±314,45		38,96±53,35		34,94±57,08	
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>								
A vs. B	0,3078		0,2720		0,9374		0,5829	
B vs. C	0,3078		0,2477		0,6948		0,1823	
A vs. C	0,04978		0,2477		1,0000		0,8588	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartylowy; okres: A - przygotowawczy; B – startowy I, C - startowy II; próba: 1a - przed treningiem, 1b - po treningu; kierunek: AP - przednio-tylny, ML - środkowo boczny

Analiza danych dla kończyny dolnej lewej w kierunku AP wykazała, że wartości RA COP były istotnie, (o ≈51%), wyższe w próbach wykonanych przed treningiem w okresie A względem okresów B i C. W kierunku ML, w próbach wykonanych przed treningiem nie odnotowano istotnych różnic, w próbach wykonanych po treningu, w okresie A, odnotowano wartość RA COP niższe niż w pozostałych okresach – B (o ≈38%) i C (o ≈8%).

Tab. 16 Różnice średnich wartości RA COP [mm], kończyzna dolna lewa

Okres badania	Kierunek							
	AP				ML			
	1a		1b		2a		2b	
	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p
A	19,05±30,72		18,97±31,79		24,57±35,04		22,44±36,15	
B	12,55±10,22	0,0017	14,52±14,57	0,1312	26,37±14,94	0,12	31,09±20,17	0,0003
C	12,81±16,47		13,51±18,02		21,86±36,28		28,75±18,60	
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>								
A vs. B	0,0076		0,0843		0,5302		0,0047	
B vs. C	1,0000		0,1579		0,0341		0,3465	
A vs. C	0,0096		0,0413		0,4327		0,0150	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartyłowy; okres: A - przygotowawczy; B - startowy I, C - startowy II; próba: 1a - przed treningiem, 1b - po treningu; kierunek: AP - przednio-tylny, ML - środkowo boczny

Dla kończyny dolnej prawej, w kierunku AP analiza nie wykazała istotnych różnic w wartości RA COP. W kierunku ML, dla prób wykonanych przed treningiem, nie odnotowano istotnych różnic, dla prób wykonanych po treningu otrzymano wartość RA COP istotnie niższe w okresie A względem okresów B (o  $\approx 51\%$ ) i C (o  $\approx 80\%$ ).

Tab. 17 Różnice średnich wartości RA COP [mm], kończyzna dolna prawa

Okres badania	Kierunek							
	AP				ML			
	1a		1b		2a		2b	
	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p
A	31,03±54,96		33,47±37,36		13,34±22,21		14,23±22,13	
B	34,80±32,94	0,34	34,74±39,36	0,338	18,22±25,29	0,39	21,53±29,54	0,0009
C	24,85±53,80		41,99±47,91		7,09±25,19		25,68±30,86	
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>								
A vs. B	0,7536		0,6948		0,0047		0,0047	
B vs. C	0,1823		0,1579		0,0186		0,0711	
A vs. C	0,5829		0,0994		0,0711		0,0047	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartyłowy; okres: A - przygotowawczy; B - startowy I, C - startowy II; próba: 1a - przed treningiem, 1b - po treningu; kierunek: AP - przednio-tylny, ML - środkowo boczny

Dane dotyczące kończyny dolnej lewej w kierunku AP nie ujawniły istotnych różnic w poziomie SE COP. W kierunku ML zaobserwowano istotnie niższe wartości tego parametru w okresie C w porównaniu do okresu A (o  $\approx 55\%$ ), podczas gdy różnice między okresami A i B oraz B i C były nieistotne.



Tab. 18 Różnice średniej wartości SE COP, kończyna dolna lewa

Okres badania	Kierunek							
	AP				ML			
	Pozycja startowa							
	1a		1b		2a		2b	
M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	
A	1,62±1,45		1,74±1,07		1,07±1,23		1,27±1,33	
B	1,70±0,94	0,39	1,78±1,36	0,0168	0,96±0,58	0,39	0,97±0,61	0,00178
C	1,83±1,32		1,56±1,34		1,52±1,67		0,82±0,39	
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>								
A vs. B		0,1360		0,8139		0,3465		0,0711
B vs. C		0,0498		0,0022		0,0076		0,0280
A vs. C		0,0136		0,0843		0,0597		0,0028

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartyłowy; okres: A - przygotowawczy; B – startowy I, C - startowy II; próba: 1a - przed treningiem, 1b - po treningu; kierunek: AP - przednio-tylny, ML - środkowo boczny

Dla kończyny dolnej prawej, w kierunku AP, analiza nie wykazała wyników istotnych zarówno dla prób wykonanych przed treningiem jak i po treningu. W kierunku MP analiza również nie wykazała istotnych różnic.

Tab. 19 Różnice średniej wartości SE COP, kończyna dolna prawa

Okres badania	Kierunek							
	AP				ML			
	Pozycja startowa							
	1a		1b		2a		2b	
M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	
A	2,30±1,24		2,16±1,20		2,51±2,16		2,38±2,25	
B	2,49±1,55	0,38	2,31±1,15	0,338	2,15±1,31	0,7552	2,00±0,87	0,338
C	2,44±0,58		2,25±0,43		2,58±1,89		2,18±1,67	
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>								
A vs. B		<b>0,0209</b>		0,2094		0,0843		0,1579
B vs. C		0,6378		0,0711		0,0186		0,2393
A vs. C		0,2393		0,4327		0,3881		0,432

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartyłowy; okres: A - przygotowawczy; B – startowy I, C - startowy II; próba: 1a - przed treningiem, 1b - po treningu; kierunek: AP - przednio-tylny, ML - środkowo boczny

Dane dotyczące kończyny dolnej lewej w kierunku AP nie ujawniły istotnych różnic. W kierunku ML dla prób wykonanych przed treningiem wartości częstotliwości rezonansowej środka nacisku (FR COP) były istotnie, niemal trzykrotnie, wyższe w okresie C w porównaniu do okresów A i B. Dla prób wykonanych po treningu wartości FR COP były istotnie, o około 25%, wyższe niż w okresie B oraz niemal dwukrotnie wyższe niż w okresie C.

Tab. 20 Różnice średniej wartości FR COP (Hufschmidt) [Hz], kończyna dolna lewa

Okres badania	Kierunek							
	AP				ML			
	Pozycja startowa							
	1a		1b		2a		2b	
M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	
A	0,92±1,18		0,95±0,69		0,67±0,79		0,82±0,87	
B	0,91±0,49	0,18	1,05±0,99	0,3878	0,58±0,42	0,005	0,59±0,42	0,00004
C	1,19±1,61		0,89±0,96		1,96±3,68		0,46±0,23	
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>								
A vs. B	0,8139		0,5829		0,0843		0,0096	
B vs. C	0,0028		0,0037		0,0047		0,0229	
A vs. C	0,0028		0,4327		0,0047		0,0022	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartyłowy; okres: A - przygotowawczy; B – startowy I, C - startowy II; próba: 1a - przed treningiem, 1b - po treningu; kierunek: AP - przednio-tylny, ML - środkowo boczny

Dane dla kończyny dolnej prawej, w kierunku AP, analiza dla prób wykonanych przed treningiem wskazuje na istotnie wyższe wartości FR COP w okresie B względem okresu A (o  $\approx 15\%$ ) oraz względem okresu C – (o  $\approx 214\%$ ) (tab. 21). Nie odnotowano istotnych różnic pomiędzy okresami A i C.

W kierunku ML, uzyskane dane wskazują na istotnie wyższe wartości FR COP w okresie A w stosunku do okresu B (o  $\approx 5,85$  Hz) oraz C (o  $\approx 5,63$  Hz) w próbach wykonanych przed treningiem

Tab. 21 Różnice średniej wartości FR COP (Hufschmidt) [Hz], kończyna dolna prawa

Okres badania	Kierunek							
	AP				ML			
	Pozycja startowa							
	1a		1b		2a		2b	
M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	
A	1,14±1,02		2,10±3,62		7,64±5,50		1,83±7,14	
B	2,86±4,48	0,0004	3,21±7,64	0,47237	1,79±3,96	0,0001	1,41±1,94	0,205
C	0,91±1,20		2,30±2,97	1,50	2,10±1,81		2,15±4,29	3,17
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>								
A vs. B	0,0037		0,1360		0,0022		0,3078	
B vs. C	0,0022		0,1360		0,8139		0,0229	
A vs. C	0,3078		0,4801		0,0022		0,9374	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartyłowy; okres: A - przygotowawczy; B – startowy I, C - startowy II; próba: 1a - przed treningiem, 1b - po treningu; kierunek: AP - przednio-tylny, ML - środkowo boczny

### 5.3 Kontrola równowagi ciała w pozycji stania swobodnego i w pozycji startowej

W tabelach od nr 22 do nr 26 przedstawiono wartości wskaźników COP i różnice dla kończyny dolnej lewej i prawej w obu kierunkach ruchu pomiędzy stanem swobodnym, a pozycją startową.

Biorąc pod uwagę bardzo dużą ilość danych i dbałość o czytelność wyników, do analizy wybrano tylko jeden okres (A) oraz próby wykonane przed treningiem. Porównanie średniego odchylenia COP dla kończyny lewej wskazuje na istotną, ponad dziesięciokrotnie większą wartość parametru w kierunku ML w pozycji startowej względem stania swobodnego. W kierunku AP nie odnotowano istotnych różnic. Dla kończyny dolnej prawej otrzymane wyniki

okazały się istotnie wyższe ( $x$  7,36) w pozycji startowej w kierunku ML. W kierunku AP wyniki wskazują na istotnie wyższą wartość parametru w pozycji startowej ( $o \approx 18\%$ ).

Tab. 22 Różnice średnich wartości SD COP [mm], 01.05.2019 r. próby wykonane przed treningiem

Pozycja ciała	L				P			
	ML		AP		ML		AP	
	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p
SS	0,46±0,089	0,002	3,56±0,88	0,87	0,38±0,11	0,002	2,76±0,63	0,006
PS	4,86±1,80		3,85±1,49		2,80±1,21		2,34±0,63	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartyłowy; kończyna; L – dolna lewa, P – dolna prawa, kierunek: ML – środkowo boczny, AP – przednio-tylny, pozycja: SS - stanie swobodne, PS – pozycja startowa

Porównanie średniej prędkości środka nacisku (COP) nie ujawnia istotnych różnic dla kończyny dolnej lewej. Natomiast dla kończyny dolnej prawej wyniki wskazują na istotnie wyższe wartości parametru w pozycji startowej, o około 58% w kierunku ML oraz ( $o \approx 264\%$ ) w kierunku AP.

Tab. 23 Różnice średnich wartości MV COP [mm/s], 01.05.2019 r. próby wykonane przed treningiem

Pozycja ciała	L				P			
	ML		AP		ML		AP	
	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p
SS	15,75±3,57	0,20	2,50±3,03	0,34	18,13±3,39	0,002	20,41±6,87	0,002
PS	18,50±7,40		18,55±9,13		31,12±22,17		74,43±51,23	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartyłowy; kończyna; L – dolna lewa, P – dolna prawa, kierunek: ML – środkowo boczny, AP – przednio-tylny, pozycja: SS - stanie swobodne, PS – pozycja startowa

Analiza zakresu środka nacisku COP wykazała brak istotnych różnic dla kończyny dolnej lewej w kierunku AP. W kierunku ML wartości parametru były istotnie, niemal dziesięciokrotnie, wyższe w pozycji startowej w porównaniu do stania swobodnego. Dla kończyny dolnej prawej zaobserwowano wartość wyższą o  $\approx 600\%$  w kierunku ML w pozycji stania swobodnego w porównaniu do pozycji startowej. W kierunku AP wartości parametru były o około 118% wyższe w pozycji startowej w porównaniu do stania swobodnego.

Tab. 24 Różnice średnich wartości RA COP [mm], 01.05.2019 r. próby wykonane przed treningiem

Pozycja ciała	L				P			
	ML		AP		ML		AP	
	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p
SS	2,51±0,41	0,02	16,48±3,52	0,58	2,22±0,64	0,008	14,22±3,77	0,006
PS	24,57±10,20		19,05±7,92		13,34±5,19		31,03±21,96	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartyłowy; kończyna; L – dolna lewa, P – dolna prawa, kierunek: ML – środkowo boczny, AP – przednio-tylny, pozycja: SS - stanie swobodne, PS – pozycja startowa

Porównanie entropii COP wskazuje na brak istotnych różnic dla kończyny dolnej lewej w kierunku AP, w kierunku ML otrzymane wartości parametru wskazują na istotnie, ponad trzykrotnie ( $o \approx 225\%$ ) wyższe wartości parametru w pozycji stania swobodnego. Dla kończyny dolnej prawej otrzymane wyniki wskazują na istotnie, wyższą wartość parametru w pozycji startowej w kierunku ML ( $o \approx 135\%$ ). Wartość parametru w pozycji stania swobodnego w kierunku AP jest istotnie - o ok 42% niższa niż w pozycji startowej.

Tab. 25 Różnice średnich wartości SE COP, 01.05.2019 r. próby wykonane przed treningiem

Pozycja ciała	L				P			
	ML		AP		ML		AP	
	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p
SS	3,48±0,31	0,002	1,77±0,58	0,35	1,06±0,32	0,002	1,62±0,56	0,002
PS	1,07±0,32		1,61±0,55		2,50±0,71		2,30±0,44	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartyłowy; kończyna; L – dolna lewa, P – dolna prawa, kierunek: ML – środkowo boczny, AP – przednio-tylny, pozycja: SS - stanie swobodne, PS – pozycja startowa

Częstotliwość środka nacisku dla kończyny dolnej lewej wykazuje istotne różnice, z wartością parametru w pozycji startowej istotnie wyższą, o około 32% w kierunku ML i około 18% w kierunku AP. Dla kończyny dolnej prawej wyniki wskazują na istotne różnice, z wartością parametru w kierunku ML będącą 11,5-krotnie wyższą oraz w kierunku AP około 23% wyższą w pozycji startowej w porównaniu do innych warunków.

Tab. 26 Różnice średniej wartości FR COP (Hufschmidt) [Hz], 01.05.2019 r. próby wykonane przed treningiem

Pozycja ciała	L				P			
	ML		AP		ML		AP	
	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p
SS	5,80±1,34	0,019	0,96±0,45	0,041	0,66±0,12	0,002	0,92±0,34	0,041
PS	7,64±2,39		1,13±0,53		7,64±2,40		1,13±0,53	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartyłowy; kończyna; L – dolna lewa, P – dolna prawa, kierunek: ML – środkowo boczny, AP – przednio-tylny, pozycja: SS - stanie swobodne, PS – pozycja startowa

#### 5.4 Różnice kontroli równowagi ciała w zależności od płci badanych osób.

Otrzymane dane wskazują na brak istotnych różnic pomiędzy płciami w żadnym z badanych parametrów.

Tab. 27 Różnice średnich wartości SD COP [mm], 01.05.2019 r. próby wykonane przed treningiem, stanie swobodne

Pozycja ciała	L				P			
	ML		AP		ML		AP	
	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p
K	0,50±0,66	1	3,56±0,84	1	0,41±0,10	1	2,86±0,91	1
M	0,45±0,08		3,66±0,91		0,31±0,05		2,55±0,31	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartyłowy; kończyna; L – dolna lewa, P – dolna prawa, kierunek: AP – przednio-tylny, ML – środkowo boczny, płeć: K – kobieta, M- mężczyzna

Tab. 28 Różnice średnich wartości MV COP [mm/s], 01.05.2019 r. próby wykonane przed treningiem, stanie swobodne

Pozycja ciała	L				P			
	ML		AP		ML		AP	
	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p
K	16,25±3,08	1	20,26±2,70	1	18,16±6,87	1	21,20±6,74	1
M	14,87±3,12		22,15±2,97		15,027±5,72		17,15±5,46	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartyłowy; kończyna; L – dolna lewa, P – dolna prawa, kierunek: AP – przednio-tylny, ML – środkowo boczny, płeć: K – kobieta, M- mężczyzna

Tab. 29 Różnice średnich wartości RA COP [mm], 01.05.2019 r. próby wykonane przed treningiem, stanie swobodne

Pozycja ciała	L				P			
	ML		AP		ML		AP	
	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p
K	2,51±0,1	1	17,05±3,71	1	23,40±0,63	1	17,76±10,90	1
M	2,28±0,63		15,91±2,30		31,74±7,62		23,60±2,53	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartyłowy; kończyna; L – dolna lewa, P – dolna prawa, kierunek: AP – przednio-tylny, ML – środkowo boczny, płeć: K – kobieta, M- mężczyzna

Tab. 30 Różnice średnich wartości SE COP, 01.05.2019 r. próby wykonane przed treningiem, stanie swobodne

Pozycja ciała	L				P			
	ML		AP		ML		AP	
	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p
K	3,35±0,37	1	1,77±0,64	1	1,10±0,10	1	1,61±0,55	1
M	3,51±0,11		1,67±0,26		0,87±0,16		1,62±0,51	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartyłowy; kończyna; L – dolna lewa, P – dolna prawa, kierunek: AP – przednio-tylny, ML – środkowo boczny, płeć: K – kobieta, M- mężczyzna

Tab. 31 Różnice średniej wartości FR COP (Hufschmidt) [Hz], 01.05.2019 r. próby wykonane przed treningiem, stanie swobodne

Pozycja ciała	L				P			
	ML		AP		ML		AP	
	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p	M±RK	p
K	5,81±0,1	1	0,96±0,51	1	0,71±0,07	1	0,92±0,24	1
M	5,99±2,52		0,88±0,25		0,60±0,015		0,87±0,45	

Nota: M - mediana, RK - rozstęp kwartyłowy; kończyna; L – dolna lewa, P – dolna prawa, kierunek: AP – przednio-tylny, ML – środkowo boczny, płeć: K – kobieta, M- mężczyzna

## 6. Wnioski

- 1) Kontrola równowagi u zawodników short-track w pozycji stania swobodnego różni się istotnie w okresie B, w zakresie parametrów liniowych (SD, MV, RA). W przypadku parametrów nieliniowych niemal nie zaobserwowano różnic entropii COP (SE), odnotowano różnice w obszarze FR. W przeważającej części dotyczyły one kończyny dolnej prawej oraz kierunku przednio-tylnego. Co może sugerować zajście zmian adaptacyjnych w zakresie równowagi wynikających z realizacji procesu treningowego, w przypadku większości parametrów wyniki z okresu startowego (B), w świetle literatury, powinno się interpretować jako lepsze aniżeli uzyskane w 2 pozostałych okresach.
- 2) Kontrola równowagi zawodników short-track w pozycji startowej różni się istotnie w okresie A, zmiany dotyczą w podobnym stopniu obu kończyn dolnych oraz obu kierunków. Na wyniki w tej pozycji należy spojrzeć przez pryzmat 2 zjawisk, dla większości zawodników badanie równowagi było nowością sam ten fakt mógł wywołać trudne do oceny zmiany w zakresie kontroli tego procesu wywołane chociażby stresem, w kolejnych turach procedura była już znana, stąd efekt ten nie występował. Drugim aspektem jest podporządkowanie pozycji startowej w short-tracku możliwie jak najszybszemu startowi, dla zawodników ten aspekt jest istotniejszy, tym samym do kontroli równowagi nie przykładają oni aż tak dużej wagi.
- 3) Kontrola równowagi w pozycji startowej zawodników short-tracku jest zdecydowanie pogorszona – wskazują na to niemal wszystkie wskaźniki, w kierunku środkowo-bocznym. W kierunku przednio-tylnym większość wskaźników wskazuje na nieznaczne, choć istotne statystycznie różnice pomiędzy tymi pozycjami. W pozycji stania swobodnego powierzchnia podstawy jest, przez ludzki organizm, zoptymalizowana pod kątem jak największej stabilności w pozycji stania swobodnego głównym celem przyjęcia takiej pozycji jest możliwość jak najszybszego startu. Tym samym stabilność, szczególnie w płaszczyźnie ML zostaje poświęcona na rzecz uzyskania możliwie jak największej dynamiki w kierunku startu, który zbliżony jest do AP.
- 4) Nie zaobserwowano istotnych różnic kontroli równowagi pomiędzy zawodniczkami i zawodnikami w pozycji stania swobodnego.
- 5) Pewne wątpliwości pozostają w zakresie adekwatności przeprowadzanych testów względem dyscypliny jaką jest short-track. Testy prowadzone były w warunkach statycznych, short-track charakteryzuje się bardzo wysoką dynamiką. Jednak badanie w warunkach dynamicznych wymagałoby całkowitej zmiany podejścia do protokołu badawczego oraz wykorzystywanego sprzętu.

### Wnioski aplikacyjne

1. W okresie przygotowawczym zawodnicy i trenerzy short-tracku powinni rozważyć zwiększenie liczby ćwiczeń kładących nacisk na kontrolę równowagi.
2. We wczesnych etapach szkolenia młodzieży zawodnicy i trenerzy powinni położyć nacisk na znalezienie pozycji startowej możliwie jak najefektywniejszej z punktu widzenia szybkości startu. Być może nawet wzorem na przykład lekkiej atletyki zunifikowanie wzorca.

## Piśmiennictwo

1. Ageberg E., Zätterström R., Fridén T., Moritz U., Individual factors affecting stabilometry and one-leg hop test in 75 healthy subjects, aged 15–44 years. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 2001; 11: 47 – 53
2. Alpini D., Mattei V., Schlecht H., Kohen-Raz R., Postural control modifications induced by synchronized ice skating. *Sport Science for Health*, 2008; 2: 11 – 17
3. Armstrong L. E., VanHeest J. L., The unknown mechanism of the overtraining syndrome, *Sport Medicine*, 32 s.185-209
4. Atilgan O. E., Effects Of Trampoline Training on Jump, Leg Strength, Static And Dynamic Balance of Boys, *Science of Gymnastics Journal*, 2009, 5(2), 15-25
5. Batbayar K., Tserenchimed P., Kyungsoo K., Yoon H. K., Hip-knee interjoint coordination during short-track speed skating, *Journal of Engineering in Medicine*, 2017
6. Belenkyia V.E., Gurfinkel V.S., Paltsev E. I., On the Control Elements of Voluntary Movements, *Biofizika, Izdatelstvo Nauka*, 1967; 12(1): 135-141
7. Bigland-Ritchie B., Cafarelli E., Vollestad N.K. (1986) Fatigue of submaximal static contractions, *Acta Physiol. Scand. Suppl.* 556: 137–148.
8. Bilat V. L., Slawinski J., Danel M., Koralsztein J. P. Effect of treversus constant pace on performance and oxygen kinetics in running, *Medicine & Science in Sports & Excercise*, 2001
9. Biskup J., Kuczyński M., Golema M. (1992) Mechanizm kompensacyjny pozycji stojącej człowieka. *Zeszyty Naukowe Politechniki Śląskiej – Mechanika*, 112: 21-26.
10. Błaszczyk J. W., Czerwosz L., Stabilność posturalna w procesie starzenia, *Gerontologia Polska*, 2006, 13(1)25-36
11. Błaszczyk J.W., Lowe D.L., H.P.D, 1994. Ranges of postural stability and their changes in the elderly. *Gait & Posture*, 1994 2 (November), 11-17
12. Błacha R. (2002) Wpływ uprawiania żeglarstwa na zdolność utrzymania pionowej postawy ciała. *Aktywność ruchowa w świetle badań fizjologicznych*, cz. 1. AWF, Wrocław.
13. Borzucka, D., Kręcis, K., Rektor, Z. et al. Postural control in top-level female volleyball players. *BMC Sports Sci Med Rehabil* 12, 65 (2020). <https://doi.org/10.1186/s13102-020-00213-9>
14. Bouisset S., Zattara M. (1987) Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustment associated with voluntary movement. *Journal of Biomechanics*, 20 (8): 735-742.
15. Briggs R.C., Gossman M.R., Birch R., Drews J.E., Shaddeau S.A. (1989) Balance performance among noninstitutionalized elderly women. *Physical Therapy* 69, (9): 748-756.
16. Carpenter M.G., Frank J.S., Adkin A.L., Influence of postural anxiety on postural reactions on multi-directional surface rotations, *Journall of Neurophysiology*, 2004, 92, 3255-3265
17. Cavanaugh J. T., Shinberg M., Ray L., Shipp K. M., Kuchibhatla M., Schenkman M. Kinematic characterization of standing reach: comparison of younger vs. older subjects. *Clinical Biomechanics*, 1999, 14(4), 271-279
18. Cavanaugh J.T., Guskiewicz K.M., Giuliani C., Marshall S., Mercer V., Stergiou N. (2005) Detecting altered postural control after cerebral concussion in athletes with normal postural stability. *Br J Sports Med.*, 39: 805–811.
19. Chandler J.M., Duncan P.W., Studenski S.A. (1990) Balance performance on the postural stress test: comparison of young adults, healthy elderly, and fallers. *Physical Therapy*, 70 (7): 410-417.
20. Czabański B. (2000). *Kształcenie psychomotoryczne*. AWF Wrocław
21. Collins J. J., De Luca C. J., Burrows I. Lipsitz L.A., Age related changes in open-loop and closed loop postural control mechanisms. *Experimental brain research* 104(3), 480-492
22. Costa M., Priplata A.A., Lipsitz L.A., Wu Z., Huang N.E., Goldberger A.L., Peng C.K. (2007) Noise and poise: enhancement of postural complexity in the elderly with a stochastic-resonance-based therapy. *Europhys Lett* 77.
23. Creath R., Kiemel T., Horak F., Jeka J.J., The role of vestibular and somatosensory systems in intersegmental control of upright stance. *Journal of Vestibular Research*, 2008, 18, 39-49
24. Deursen Van S., Foot and Ankle Sensory Neuropathy, Proprioception and Postural Stability, *Journal of Orthopedic & Sports Physical Therapy*, 1999, 29(12), 718-726
25. Dmitruk K., Klawe J., Tafil-Klawe M., Jeżewska J., Łukowicz M. (2004) Wielkość parametrów posturograficznych w procesie utrzymywania równowagi u tancerzy. *Fizjoterapia Polska*, 4, 1: 47-51.
26. Donker SF, Roerdink M. Greven AJ, Beek PJ. Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *Experimental Brain Research* 2007, 181, 1-11
27. Duarte M., Freitas S.M.S.F. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 2010;14: 183-192
28. C. Ekdal, G.B. Jarnlo, S.I. Andersson, Standing balance in healthy subjects. Evaluation of a quantitative test battery on a force platform

29. Scand. J. Rehabil. Med., 21 (1989), pp. 187-195
30. Eng J.J., Winter D.A. (1993) Estimations of the horizontal displacement of the total body center of mass: considerations during standing activities. *Gait & Posture*, 1 (3): 141-144
31. Feldman A.G., Lewin M.F. (1995) The origin and use positional frames of references in motor control. *The Behavioral and Brain Sciences*, 18: 723-806.
32. Fry A.C. Kraemer W.J., Resistance exercise overtraining and overreaching, *Sports Medicine* 23, s. 106-129
33. Gage W. H., Winter D., Frank J.S., Adkin A.L. Kinematic and kinetic validity of inverted pendulum model in quiet standing. *Gait & Posture*, 2004. 19(2) 124-32
34. Gandevia S., C., McCloskey. D.I. (1978) Interpretation of perceived motor commands by reference to afferent signals. *J Physiol.*, 284: 493-499.
35. Gawroński R. (1967) Bionika. System nerwowy jako układ sterowania. PWN, Warszawa.
36. Goldie P.A., Bach T.M., Evans O.M. (1989) Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 70 (7): 510-517.
37. Golema M. (1981) Biomechaniczne badania regulacji równowagi u człowieka. *Studia i Monografie AWF we Wrocławiu*, zeszyt nr 2.
38. Golema M. (1987) Stabilność pozycji stojącej. *Studia i Monografie AWF we Wrocławiu*, zeszyt nr 17.
39. Golema M., Kuczyński M. (1994) Ocena dynamiki stabilogramów swobodnej pozycji stojącej. *Materiały XII Szkoły Biomechaniki, Szklarska Poręba, Konferencja nr 21*: 125-127.
40. Golema M. (2002) Charakterystyka procesu utrzymywania równowagi ciała człowieka w obrazie stabilograficznym. *Studia i Monografie, AWF, Wrocław*.
41. Golema M., Stachowska M. (1996) Sposób wykorzystania podparcia stóp na podłożu przez gimnastyczki podczas wykonywania trudnych ćwiczeń równoważnych. *Materiały XIII Szkoły Biomechaniki, AWF w Poznaniu, Monografie nr 330*: 228-232.
42. Gorgól A. (1991) Koordynacja ruchów dzieci sześciolletnich w świetle badań nad dokładnością ruchów kończyny górnej i stabilnością ciała. *Rozprawy Naukowe AWF we Wrocławiu, XXIV-B*: 71-82.
43. Gorgól A., Rutkowska-Kucharska A. (1992) Koordynacja ruchów dzieci na tle badań eksperymentalnych. *Studia i Monografie AWF we Wrocławiu*, 29: 129-139.
44. Górská T., Grabowska A., Zagrodzka J. (1997) Mózg a zachowanie. PWN, Warszawa.
45. Gurfinkel W., Koc J., Szik M. (1965) Regulacja pozy człowieka. Moskwa.
46. Hageman P.A., Leibowitz J.M., Blanke D., Age and gender effects on postural control measures. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1995; 76 : 961 – 965
47. Haddad JM, Rietdyk S, Claxton LJ, Huber JE. Task-dependent postural control throughout the lifespan. *Exerc Sport Sci Rev*. 2013; 41:123–32
48. Hakkinen K, Komi P. (1983) Electromyographic and mechanical characteristics of human skeletal muscles during fatigue under voluntary and reflex conditions. *Electroenceph Clin Neurophysiol*, 55: 436-444.
49. Hortobagy T. (1991) Voluntary and reflex responses to fatigue with stretch – shortening exercise. *Can J Sports Sci*. 16: 142-150.
50. Hasmann S. E., Berg D., HobertM., Weiss D., Lindemann U., Streffe J., Maetzler W. Instrumented functional reach test differentiates individuals at high risk for Parkinson`s disease from controls. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 2016; 6
51. Hazimer F. A., Allard P., Ide M. R., Siqueira C. M., Amorim C. F., Tanaka C. Postural control under visual and proprioceptive perturbations during double and single limb stances: Insights for balance training. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 2012. 16(2), 224-229
52. Hettinga F., Konings M., Cooper C., Differences in Muscle Oxygenation, Perceived Fatigue and Recovery between Long-Track and Short-Track Speed Skating, Centre for Sports and Exercise Science, School of Biological Sciences, University of Essex, Colchester, Essex, UK, 2016, 1-14
53. Horak F.B., Nashner L.M. (1986) Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, (6): 1369- 1381.
54. Horak F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know aboy neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*. 2006, 35-S1: 7-11
55. Hrysomallis C. Balance ability and athletic performance. *Sports Medicine*, 41(3): 221-232
56. Hugel F., Cadopi M., KohlerF., Perrin P. Postural control of ballet dancers: a specific use of visual input for artistic purposes. *International Journal of Sports Medicine*, 1999, 20: 86-92
57. Jankowska U., Rogalski S. (1999) Short Track łyżwiarstwo szybkie na torze krótkim, Centralny Ośrodek sportu, Warszawa
58. Jaskólski A. (2002) Podstawy fizjologii wysiłku fizycznego z zarysem fizjologii człowieka. Wrocław 228.



59. Juras G. Koordynacyjne uwarunkowania procesu uczenia się utrzymania równowagi ciała. Akademia Wychowania Fizycznego w Katowicach 2003.
60. Kim S., Parl D. The influence of peripheral vision induced by moving people on postural control in healthy adults. *Journal of Exercise Rehabilitation*, 2016, 12(5), 413-416
61. Kioumourtzoglou E., Derri V., Mertzaniidou O., Tzetzis G., Experience with perceptual and motor skills in rhythmic gymnastics. *Perceptual and Motor Skills*, 1997; 84: 1363 – 1372
62. Kluch W. (2003) Badania fizjologiczne przebiegu resuscytacji narządu przedsionkowego u osób poddawanych przyspieszeniom w symulatorze Gyro Ipt. *Polski Przegląd Medycyny Lotniczej*, 9: 399-415.
63. Kollegger H. Baumgartner C , Wöber C , Oder W , Deecke L . Spontaneous body sway as a function of sex, age, and vision: posturographic study in 30 healthy adults. *European Neurology*, 1992 ; 32 : 253 – 259
64. Konieczny M, Pakosz P, Witkowski M. Asymmetrical fatiguing of the gluteus maximus muscles in the elite short-track female skaters. *BMC Sports Sci Med Rehabil*. 2020
65. Konturek S. Zmysł równowagi, w: D. Węgierska (red). *Fizjologia Człowieka tom IV Neurofizjologia*. Wydawnictwo Uniwersytetu Jagiellońskiego Kraków 1998: str 214-220
66. Kozłowski S., Nazar K. (1984) Wprowadzenie do fizjologii klinicznej. PZWL Warszawa.
67. Kuczyński K., Sienkiewicz H. (1994) Porównanie parametrów stabilogramu po wyłączeniu narządu wzroku i zakłóceniu błędnika. *Biomechanika*, Politechnika Wrocławska: 184-186
68. Kuczyński M. (1997) The stability of postural sway. *Biology of Sport*, 14, Suppl. 7: 75-79.
69. Kuczyński M. (1999) The second order autoregressive model in the evaluation of postural stability. *Gait & Posture*, 9 (1): 50-56
70. Kuczyński M. Model lepko-sprężysty w badaniach stabilności postawy człowieka. *Studia i Monografie, AWF, Wrocław*, 2003.
71. Kuczyński M., Podbielska M., Bieć D., Paluszek A., Kręcisz K. Podstawy oceny równowagi ciała: czyli co, w jaki sposób i dlaczego powinniśmy mierzyć? *Acta Bio-Medica et Informatica Medica*. 2012; 18(4): 243-349
72. Kuczyński M., Piestrak P. (1994) Analiza własności procesu utrzymywania równowagi przy ograniczonej powierzchni kontaktu stóp z podłożem. *Materiały XII Szkoły Biomechaniki, Szklarska Poręba, Konferencja nr 21*: 181-183.
73. Kuczyński M, Rektor Z, Borzucka D. Postural control in quiet stance in the second league male volleyball players. *Hum Mov*. 2009;10
74. Kuo A.D., Zajac F.E. (1993) A biomechanical analysis of muscle strength as a limiting factor in standing posture. *Journal of Biomechanics*, 26, Suppl. 1: 137-150.
75. Laursen P. B., Training for intense exercise performance: high-intensity of high volume training? *Scand J. Med. Sci. Sports*, 2003, 20:1-10,
76. Latash M.L. (1993) *Control of human movement*. Champaign: Human Kinetics
77. Liaw M., Chen C., Pei Y., Leong C., Lau Y. Comparison of the static and dynamic balance performance in young, middle-aged and elderly healthy people. *Chang Gung Medical Journal*, 2009, 32(3), 297-304
78. Lord S. R., Clark R. D., Webster I.W. Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons. *Journal of Gerontology*, 1991, 46(3), 450-458
79. Lubiowski P., Romanowski L., Kruczyński J., Manikowski W., Jaruga M. (2003) Znaczenie propriocepcji w patofizjologii i leczeniu niestabilności stawu ramiennego. *Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja*, (4): 421-425.
80. Lundin T.M., Feuerbach J.W., Grabiner M.D. (1993) Effect of plantarflexor and dorsiflexor fatigue on unilateral postural control, *Journal of Applied Biomechanics* 9: 191–201.
81. Maki B.E. (1986) Selection of perturbation parameters for identification of the posture control system. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 24 (6): 561-568
82. Malarecki I., *Zarys fizjologii wysiłku fizycznego i treningu sportowego*, Sport i Turystyka, Warszawa, 1981
83. Mancini M., Rochci L., Horak F. B., Chari L., Effects of Parkinson`s Disease and levodopa on functional limits of stability. *Clinical Biomechanics*, 2008, 23(4), 450-458
84. Massion J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, 1992, 38(1), 35-56
85. Massion J., Loffe M., Schmitz C., Viallet F., Gantcheva R., Acquisition of anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task: Normal and pathological aspects. *Experimental brain research* 128, 229-235
86. Martin P. *The Basal Ganglia and Posture*. Pitman: London, 1967

87. Mesbah N., Perry M., Hill K.D. Kaur M. I Hale L., Postural stability in older adults with Alzheimer Disease, *Physical Therapy* 97(3); 290-309
88. Measure S., Crémieux J., The effect of judo training on postural control assessed by accelerometry
89. Th. Brandt (Ed.), *Proceeding of the Xth International Symposium on Disorders of Posture and Gait*, Stuttgart, New York (1992), pp. 302-306
90. Michalski R. (1994) Wpływ zakłóceń wywołanych przemieszczeniem podłoża na proces utrzymywania równowagi przez człowieka stojącego w pozycji pionowej. *Materiały XII Szkoły Biomechaniki, Szklarska Poręba, Konferencje nr 21*: 213-216.
91. Michalska J., Kamieniarz A., Fredek A., Bacik B., Juras G., Słomka, K. J. Effect of expertise in ballet dance on static and functional balance. *Gait & Posture*, (2018), 64, 68–74.
92. Morrison S., C. A. Rynder J. Deficits of medio-lateral balance control and the implications for falls in individuals with multiple sclerosis. *Gait & Posture*, 2016, 49, 148-154
93. Mraz M., Dzius J., Mładzka I., Mraz M. (2001) Ocena sposobu utrzymania równowagi w pozycji stojącej u chorych po udarze naczyniowym mózgu na podstawie badań posturograficznych. *Fizjoterapia*, 9, 2: 8-11
94. Mujdeci B., Aksoy S., Atas S. Evaluation of balance in fallers and non-fallers elderly. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, 2012, 78(5), 104-109
95. Naglak Z., *Spoleczne i metodyczne aspekty sportu kwalifikowanego*. Studia i Monografie. AWF Wrocław, 1987
96. Najsarek Z. (2001) Analiza reakcji ruchowych stojącego człowieka na narastającą w czasie i utrzymującą się zakłócającą siłę poziomą. *Człowiek i Ruch*, 2 (4): 103-111.
97. Nashner L.M. (1972) Vestibular postural control model. *Kybernetik*, 10 (2): 106-110.
98. Nashner L.M., Woollacott M., Tuma G. (1979) Organization of rapid responses to postural and locomotor-like perturbations of standing man. *Experimental Brain Research*, 36 (3): 463-476.
99. Nashner L.M., Cordo P.J., Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. *Experimental Brain Research*, 1997, 30, 13-24
100. Nashner L.M. (1983) Strategies for organization of human posture. [W:] M. Igarashi, F.O. Black (red.), *Vestibular and visual control on posture and locomotor equilibrium*, 7th Int. Soc. Posturography, Houston, Tex., 1-8
101. Neumann O., *Automatic processing, a review of recent findings and a plea for old theory*. Cognition and Motor Processes. Berlin, Springer-Verlag, 1984, 255-9
102. Noé F, Paillard T. Is postural control affected by expertise in alpine skiing? *Br J Sports Med*. 2005 Nov;39(11):835-7. doi: 10.1136/bjism.2005.018127. PMID: 16244193; PMCID: PMC1725069.
103. Oddsson L., Thorstensson A. (1986) Fast voluntary trunk flexion movements in standing: primary movements and associated postural adjustments. *Acta Physiologica Scandinavica*, 128 (3): 341-349.
104. Vuillerme N, Danion F, Marin L, Boyadjian A, Prieur JM, Weise I, Nougier V. The effect of expertise in gymnastics on postural control. *Neurosci Lett*. 2001 May 4;303(2):83-6. doi: 10.1016/s0304-3940(01)01722-0. PMID: 11311498. Paillard T., Noé F., Riviere T., Marion V., Montoya R., Dupui P. Postural Performance and Strategy in the Unipedal Stance of Soccer Players at Different Levels of Competition, *Journal of Athletic Training*, 2006; 41(2): 172–176.
105. Paillard T. Relationship between sport expertise and postural skills. *Front Psychol*. 2019;10
106. Pakosz, P., Lukanova-Jakubowska, A., Łuszczki, E., Gnoiński, M., García-García, O. (2021). Asymmetry and changes in the neuromuscular profile of short-track athletes as a result of strength training. *PLoS one*, 16(12), e0261265.
107. Palumbo N., George B., Johnson A., Cade D. The effects of backpack load carrying on dynamic balance as measured by limits of stability. *Work*, 2001, 16, 123-129
108. Perrot C., Deviterne D., Perrin Ph., Influence of training on postural and motor control in a combative sport *J. Hum. Mov. Studies*, 35 (1998), pp. 119-136
109. Perrot C., Mur J.M., Mainard D., Barrault D., Perrin Ph. , Influence of trauma induced by judo practice on postural control *Scand. J. Med. Sci. Sports*, 10 (2000), pp. 292-297
110. Perrin P. Deviterne D , Hugel F , Perrot C . Judo better than dance, develops sensorimotor adaptab C. Perrot, D. Deviterne, Ph. Perrin
111. Paulos L. (1991) Knee rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction and repair. *J Orthop Sport Phys*. 13: 60-68.
112. Piestrak P. (1996) Wpływ wielkości powierzchni podparcia na wartości parametrów stabilogramu podczas utrzymywania pozycji stojącej. *Materiały XIII Szkoły Biomechaniki, AWF w Poznaniu, Monografie nr 330*: 350-355.
113. Piestrak P. (1997) Zależności między prędkością zmian krzywej stabilogramu przy utrzymywaniu równowagi na różnych powierzchniach podparcia. *Biology of Sport*, vol. 14, Suppl. 7: 99-103.

114. Pollock A.S., Durwald B.R., Rowe P.J., Paul J.P., What is balance? *Clinical Rehabilitation*, 2000, 14(4): 402-406
115. Redfern Mark S., Lucy Y. Visual influence on balance, *Journal of Anxiety Disorders*, 2001, 15, 81-94
116. Rinaldi N. M., Polastri P. F., Barela J. A., Age-related changes in postural control sensory reweighting, *Neuroscience Letters*, 2009, 467(3), 225-229
117. Roll J.P., Vedel J.P., Roll R. (1989) Eye, head and skeletal muscle feedback in the elaboration of body references. *Progress in Brain Research*, 80: 113-123.
118. Rutkowska-Kucharska A., Bober T. (1986) Badanie koordynacji ruchów. W: Potencjał ruchowy człowieka: badanie w aspekcie biomechanicznym i teorii uczenia się. AWF, Warszawa, (Z Warsztatów Badawczych; Zdrowie i Kultura Fizyczna): 110-143
119. Ryckewaert G., Luyat M., Rambour M., Tard C., Noel M., Defebvre L., Delval A., Self perceived and actual ability in the functional reach test in patients with Parkinson's disease. *Neuroscience Letters*, 2015, 589, 181-184
120. Schiffman J. M., Benseel C. K., Hasselquist L., Gregorczyk K. N., Piscitelle L. Effects of carried weight on random motion and traditional measures of postural sway. *Applied Ergonomics*, 2006, 37, 607-614
121. Schneiders G., Sullivan S. J., Handcock P., McCrory P.R. Sports concussion assessment: the effect of exercise on dynamic and static balance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 2012, 22(1) 85-90.
122. Schoneburg B., Mancini M., Horak F.B. I Nutt J.G. Framework for understanding balance dysfunction I Parkinson's disease, *Movement Disorders* 28(11), 1474-1482
123. Seliga R., Bhattacharya A., Succop P., Wickstrom R., Smith D., Willecke K. (1991) Effect of work load and respirator wear on postural stability, heart rate and perceived exertion. *American industrial hygiene Association Journal*, 52: 417-421.
124. Slobounov S.M., Newell K.M. (1994 a) Postural dynamics as a function of skill level and task constraints. *Gait & Posture*, 2 (2): 85-93.
125. Slobounov S.M., Newell K.M. (1994 b): Dynamics of posture in 3- and 5- year-old children as a function of task constraints. *Human Movement Science*, 13 (6): 861-875.
126. Slobounov S.M., Newell K.M. (1996) Postural dynamics in upright and inverted stances. *Journal of Applied Biomechanics*, 12 (2): 185-196.
127. Stanisław A. (2006), *Przystępny kurs statystyki*, Tom 1 Statsoft Polska: 370.
128. Starosta W. (2003) Motoryczne zdolności koordynacyjne. Znaczenie, struktura, uwarunkowania, kształtowanie. Instytut Sportu w Warszawie.
129. Schröder J, Hallemaans A, Saeys W, Yperzeele L, Kwakkel G, Truijen S. Is a portable pressure plate an alternative to force plates for measuring postural stability and interlimb coordination of quiet standing balance control? *J Rehabil Assist Technol Eng*. 2024 Mar 4;11:20556683241234858. doi: 10.1177/20556683241234858. PMID: 38694841; PMCID: PMC11061883.
130. Schwabova J., Zahalka F., Komarek T., Maly., Hrasky., Gryc., Cakrt A. Z., Uses of postural stability test for differential diagnosis of hereditary ataxias. *Journal of Neurological Science*, 316(1-2), 79-85
131. Simoneau G.G., Ulbrecht J.S., Derr J.A., Cavanagh P.R. (1995) Role of somatosensory input control of human posture. *Gait & Posture*, 3 (3): 115-122.
132. Skalska A., Walczewska J. Wiek, płęć i aktywność fizyczna osób zgłaszających upadki oraz okoliczności ich występowania. *Rehabilitacja Medyczna*, 2003, 7(3), 49-53
133. Skinner H.B., Wyatt M.P., Hodgdon J.A., Conard D.W., Barrack R.L. (1986) Effect of fatigue on Joint Position Sense of the knee. *Journal of Orthopedic Research*. 4: 112-118, Raven Press, New York. Orthopedic Research Society.
134. Sobera M. (1994) Ruchy kompensacyjne wywołane zmianą położenia kończyn górnych podczas utrzymywania równowagi w pozycji stojącej. Praca doktorska, AWF, Wrocław.
135. Sozański H., Śledziwski D., Obciążenia treningowe, dokumentacja I opracowanie danych. Biblioteka Trenera, Warszawa, 1995
136. Sozański H., Kosmol A., Śledziwski D. Zastosowanie metod naukowych na potrzeby sportu, Biblioteka PTNKT, 2002, str.257-302
137. Starosta W. (1957 a) Doskonalenie metodyki treningu łyżwiarzy figurowych w świetle badań fizjologicznych nad analizatorem przedsionkowym. *Kultura Fizyczna*, 12, 911-931.
138. Starosta W. (1957 b) Badanie stałości funkcjonalnej analizatora przedsionkowego u łyżwiarzy figurowych w zwykłych warunkach treningu. *Kultura Fizyczna*, 1: 21-30.
139. Starosta W. (1966) Wpływ obciążenia związanego z ruchem obrotowym ciała na wyrazistość wrażeń kinestetycznych u sportowców. *Roczniki Naukowe AWF, Warszawa*, 6: 191-227.
140. Starosta W. (1975) Symetria i asymetria ruchu w sporcie. *Sport i Turystyka*, Warszawa. 78
141. Starosta W. (1994) Wpływ uprawianej dyscypliny na kształtowanie się u zawodników symetrii i asymetrii wrażeń kinestetycznych. *Atropomotoryka*, 11: 101-119.

142. Straube A., Paulus W., Brandt T. (1990) Influence of visual blur on object -motion detection, self motion detection and postural balance. *Behavioural Brain Research*, 40 (1): 1-6
143. Suzuki Y., Nomura T., Casadio M., Morasso P. Intermittent control with ankle, hip and mixed strategies during quiet standing: A theoretical proposal based on a double inverted pendulum model. *Journal of Theoretical Biology*, 2012, 310, 55-79
144. Tahayor B., Riley Z., Mahmoudian A., Koceja D. M., Hong S. L. Rambling and trembling in response to body loading, *Motor Control*, 2012, 144-157
145. Tropp H., Ekstrand J., Gillquist J. (1984) Factors affecting stabilometry recordings of single limb stance. *Am J Sports Med.* 12: 185–188. Tropp H., Odenrick P., Gillquist J. (1985) Stabilometry recordings in functional and mechanical instability of the ankle joint. *Int J Sports Med.* 6: 180–182.
146. Tangen C. G., Engedal K., Bergland A., Moger T. A., Mengeshoel A.M. Relationships between balance and cognition in patients with subjective cognitive impairment., mild cognitive impairment and Alzheimer Disease, *Physiological Therapy*, 94(8), 1123-1134
147. Van der Kruk, E., Reijne, M. M., de Laat, B., & Veeger, D. (H) E. J. Push-off forces in elite short-track speed skating. *Sports Biomechanics* 2018 , 1–12.
148. Walsh K. *Neuropsychologia kliniczna*, PWN Warszawa b 2000,
149. Wayne P.M., Manor B., Novak V., Costa M.D., Hausdorff J.M., Goldberger A.L., Ahn A.C., Yeh G.Y., Peng C.K., Lough M., Davis R.B., Quilty M.T., Lipsitz L.A. (2013) A systems biology approach to studying Tai Chi, physiological complexity and healthy aging: design and rationale of a pragmatic randomized controlled trial. *Contemp Clin Trials.*, Jan; 34 (1): 21-34.
150. Winter D. A human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture.* 1995, 3: 193-195
151. Wulf G, Shea C, Lewthwaite R. Motor skill learning and performance: a review of influential factors. *Med Educ.* 2010 Jan;44(1):75-84. doi: 10.1111/j.1365-2923.2009.03421.x. PMID: 20078758. Zemková E, Hamar D. Physiological mechanisms of post-exercise balance impairment. *Sports Med.* 2014 Apr;44(4):437-48. doi: 10.1007/s40279-013-0129-7. PMID: 24264058.
152. Zemková E. Sport-specific balance. *Sports Med.* 2014 May;44(5):579-90. doi: 10.1007/s40279-013-0130-1. PMID: 24293269.
153. Zemková E, Kováčiková Z. Sport-specific training induced adaptations in postural control and their relationship with athletic performance. *Front Hum Neurosci.* 2023 Jan 12;16:1007804. doi: 10.3389/fnhum.2022.1007804. PMID: 36712149; PMCID: PMC9877433.
154. Żernicki B. (1980) *Mechanizmy działania mózgu*. Wszechnica PAN-Ossolineum, Wrocław.