

**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>4</b>
<b>2. SHORT-TRACK - CHARAKTERYSTYKA DYSCYPLINY I ZNACZENIE RÓWNOWAGI CIAŁA.....</b>	<b>12</b>
2.1 Badania równowagi ciała w świetle piśmiennictwa .....	12
2.2 Charakterystyka wysiłkowa w short-tracku .....	13
2.3 Znaczenie równowagi ciała w short-tracku .....	24
2.4 Specyfika pozycji startowej w short-tracku w aspekcie równowagi ciała .....	25
<b>3.CEL BADAŃ ORAZ PYTANIA BADAWCZE.....</b>	<b>27</b>
3.1 Cel pracy.....	27
3.2.Pytania badawcze.....	27
<b>4.MATERIAŁ I METODY BADAŃ .....</b>	<b>28</b>
4.1 Charakterystyka badanych .....	28
4.2 Metody badawcze .....	29
4.3 Procedura eksperymentu .....	31
4.4 Harmonogram badań w rocznym cyklu treningowym.....	33
4.5 Metody statystyczne .....	33
<b>5.WYNIKI.....</b>	<b>35</b>
5.1.Różnice kontroli równowagi ciała zawodników short-tracku, w pozycji stania swobodnego w trzech okresach szkolenia .....	35
5.2 Różnice kontroli równowagi ciała zawodników short-tracku, w pozycji startowej w trzech okresach szkolenia .....	40
5.3 Kontrola równowagi ciała w pozycji stania swobodnego i w pozycji startowej.....	46
5.4 Różnice kontroli równowagi ciała w zależności od płci badanych osób.....	48
<b>6. DYSKUSJA.....</b>	<b>49</b>
6.1 Kontrola równowagi ciała badanych zawodników w 3 okresach szkolenia .....	49
6.2 Kontrola równowagi ciała w pozycji stania swobodnego do pozycji startowej .....	52
6.3 Wpływ płci na kontrolę równowagi ciała badanych sportowców .....	56

6.4 Ograniczenia pracy .....	57
<b>7.WNIOSKI.....</b>	<b>58</b>
<b>PIŚMIENNICTWO.....</b>	<b>60</b>
<b>NETOGRAFIA .....</b>	<b>69</b>
<b>PUBLIKACJE WŁASNE.....</b>	<b>69</b>
<b>STRESZCZENIE .....</b>	<b>70</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>71</b>
<b>SPIS TABEL.....</b>	<b>72</b>
<b>SPIS RYCIN.....</b>	<b>73</b>
<b>SPIS FOTOGRAFII.....</b>	<b>73</b>

Wykaz skrótów zastosowanych w tekście

Lp.	Skrót	Objaśnienie	Jednostka
1	AP	Anterior-posterior tj. płaszczyzna przednio - tylna (kierunek)	n.d.
2	ML	Medialis-lateralis tj. płaszczyzna środkowo - boczna (kierunek)	n.d.
3	COP	Center of Pressure tj. środek nacisku stóp na podłoże	n.d.
5	COM	Center of Mass tj. ogólny środek ciężkości ciała	n.d.
5	SD	Odchylenie standardowe szeregu czasowego COP	mm
6	RA	Zakres szeregu czasowego COP	mm
7	MV	Średnia prędkość szeregu czasowego COP	mm/s
8	SE	Entropia szeregu czasowego COP	n.d.
9	FR	Częstotliwość obiegu (Hufschmidt) COP	Hz

## 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 poddawany 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 oparty 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)

Jednym z najczęściej stosowanych jest model wahadła odwróconego, za utrzymanie pozycji pionowej odpowiada w nim regulator, jakim u człowieka jest układ nerwowy (Golema, 2002), z kolei obiektem regulowanym jest ciało. W takim opisanym układzie za utrzymanie pionowej postawy odpowiedzialny jest rozkład napięć i dystrybucji skurczów mięśniowych, sterowanych w obszarze struktur rdzenia przedłużonego. Informacje będące podstawą do utrzymania równowagi dostarczane są do ośrodkowego układu nerwowego poprzez trzy narządy zmysłów: wzroku, przedsionkowy i sensomotoryczny (proprioceptywny i skórny) (Naschner, 1983) Wejścia sensoryczne sygnalizują zmiany położenia ciała względem punktów odniesienia. Informacja pochodząca z narządu wzroku pozwala na wypozycjonowanie przestrzenne ciała w odniesieniu do innych obiektów.

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 antygrawitacyjnych. 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.

Poprawianie i doskonalenie działania mechanizmów kontroli stabilności oraz koordynacji ruchów, ma oczywiste znaczenie dla wykonywania czynności dnia codziennego, jednak jeszcze rośnie ono w sporcie wyczynowym. Proces poznawania własnych możliwości ruchowych zawsze jest silnie zależny od zdolności kinestetycznego różnicowania. Czucie mięśniowe w ogóle, a kinestetyczne różnicowanie przestrzeni w szczególności są podstawą opanowania techniki i taktyki czynności ruchowych, a także bieżącej regulacji procesu (Starosta, 2003)

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. Szczególnego znaczenia sygnały z kanału wzrokowego nabierają wraz ze zwiększaniem trudności zadania ruchowego - stanie jednonóż 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 rzut 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.

Inna 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 proprioceptorów 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 należeć mogą 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. Hrysomallis (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 wysokie 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 w po łuku w prawo.

Poruszany aspekt asymetrii ruchu oraz oczywiste dla sportu, warunki zmęczenia organizmu wyzwalają 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 kątownej wybranych stawów (Skinner i wsp., 1986) oraz opóźnienie w wyzwaniu siły mięśniowej (Hakinnen i Komi, 1983; Hortobagy 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. Horak i 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.

Systematyczna aktywność fizyczna niesie za sobą szereg benefitów m.in. obniżenie ciśnienia tętniczego krwi, modyfikacja gospodarki lipidowej organizmu, spadek masy ciała i zawartości tkanki tłuszczowej, poprawa tolerancji insuliny, wzmożona aktywność fibrylizy, oraz układu antyoksydacyjnego.

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. Charakterystyka zachodzących procesów zależy od:

- 1) rodzaju skurczów mięśni,
- 2) wielkości zaangażowanych grup mięśniowych,
- 3) czasu trwania wysiłku,
- 4) intensywności wykonywanej pracy.

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 działa)

Wielkość grup mięśniowych zaangażowanych w dany wysiłek pozwala podzielić je na lokalne – obejmujące mniej niż 30% całej masy mięśniowej (zazwyczaj praca wykonywana za pomocą jednej lub obu kończyn górnych) oraz ogólne – angażujące więcej niż 30% mięśni.

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.

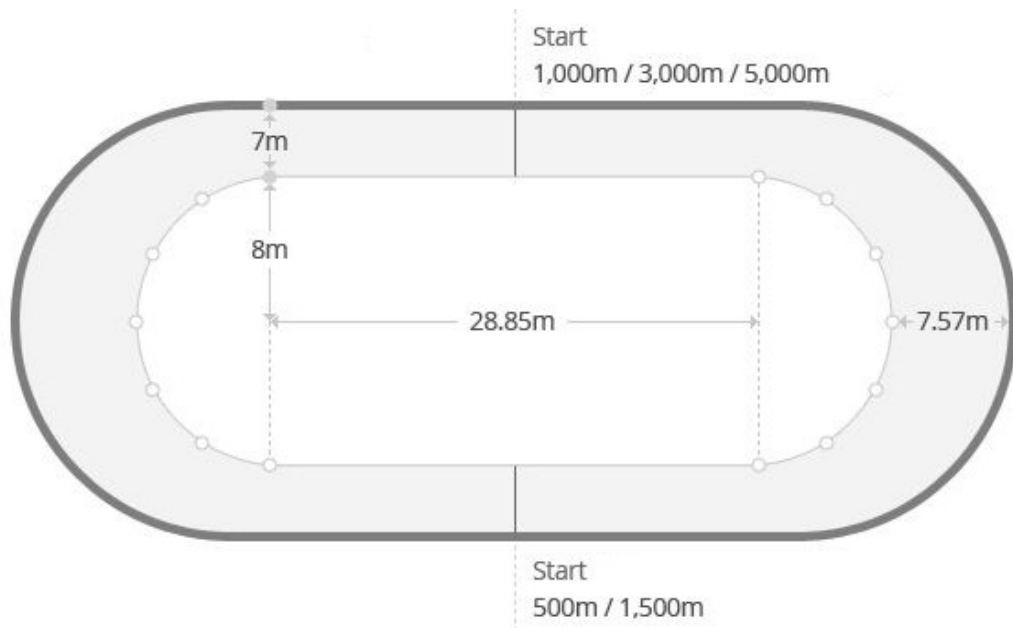
Mechanizmy adaptacji będące skutkiem uczestnictwa w procesie treningowym, zachodzące w układzie krążeniowo-oddechowym, nerwowym, hormonalnym i mięśniowym

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).

Przetrenowanie jako zjawisko występuje w głównej mierze u sportowców wyczynowych w momencie zachwiania równowagi pomiędzy treningiem a czasem odpoczynku, wówczas w miejsce wzrostu wydolności organizmu pojawia się jej spadek (Hubner-Woźniak, 1994). Niezwykle problematyczne jest jednak zdefiniowanie optymalnej równowagi pomiędzy czasem treningu a czasem restytucji. Równowaga, tych dwóch składowych procesu treningowego zaburza homeostazę organizmu, czego następstwem są procesy restytucji zmierzające do jej przywrócenia. (Steinecker i wsp. 2004). Mechanizmy adaptacyjne zachodzą nie tylko w mięśniach, ale również w układzie nerwowym, częsta i długotrwała ekspozycja na bodziec skutkuje zmianami również na poziomie nerwowym.

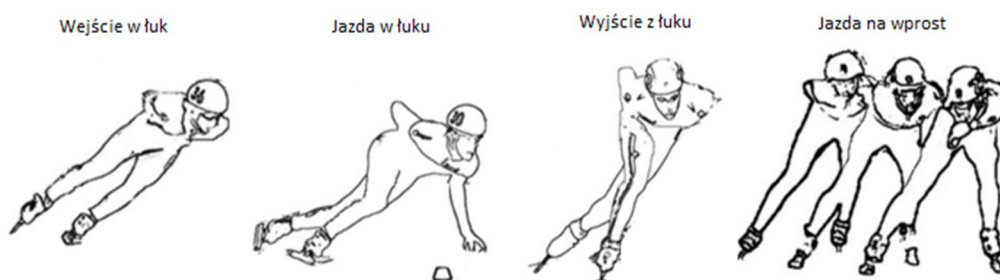
Krótko torowa odmiana łyżwiarstwa szybkiego jest dyscypliną relatywnie młodą, jej historia rozpoczęła się w latach siedemdziesiątych w Ameryce północnej, swój debiut, jako pełnoprawna dyscyplina, na Igrzyskach Olimpijskich dyscyplina miała w 1992 roku w Albertville, w 1988 r w Calgary była obecna jedynie 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.



Ryc.1 Schemat toru lodowego do uprawiania short-tracku (Jankowska 1999)

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.



Ryc. 2 Sylwetka zawodnika short-tracku podczas jazdy - zawodnicy pochyleni są do wewnątrz toru - w stronę lewą (Jankowska 1999)

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 o 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.

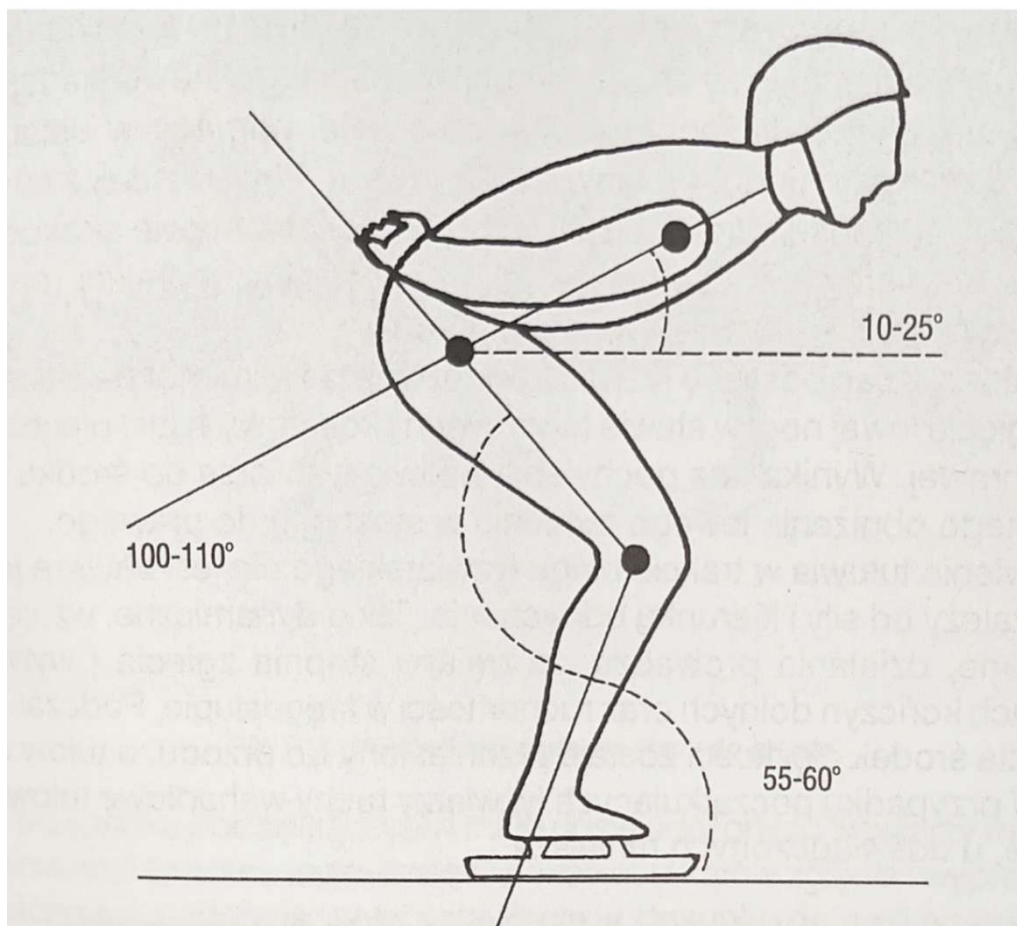
Wielkość kąta ustawienia łyżew (jodełki kroków) uzależniona jest od wielu czynników, w tym: techniki, prędkości biegu, oporu powietrza, za optymalny uznaje się kąt pomiędzy 10 a 25°. Wykroczenie poza te wartości efektywność odepchnięcia.

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 zdedykowana 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 skrzywienie tułowia. Dzięki temu powstają 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.



Ryc.3 Pozycja łyżwiarska z profilu, z oznaczonymi kątami w poszczególnych stawach (Jankowska 1999)

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

Podczas odepchnięcia ręce w dalszym ciągu wykonują aktywne ruchy: ręka przeciwną 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.

Poddając analizie podstawowe elementy techniki jazdy w short-tracku należy mieć na uwadze poniższe zagadnienia Jankowska, 1999:

- Krok ślizgowy tzn. naprzemienny cykliczny ślizg na lodzie wykonywany jest wg. schematy na jednej nodze – na dwóch nogach – na jednej nodze.
- W trakcie jazdy na łyżwach stale zmienia punkt podparcia, brak jest, znanej m.in. z lekkiej atletyki, fazy lotu. Wyjątkiem jest tutaj start.
- Odpychanie w trakcie jazdy odbywa się nie w kierunku tyłu, ale do tyłu w bok

- W przeciwieństwie do zwykłego chodu czy biegu, w trakcie łyżwa stawiana jest na powierzchni oporowej bez przedniego, hamującego odepchnięcia
- W biegu łyżwiarskim do czynienia mamy z zarówno z pracą statyczną jak i dynamiczną mięśni, część mięśni, jak na przykład prostownik grzbietu, wykonuje pracę statyczną przez cały czas trwania biegu. Mięśnie - prostowniki podudzia i stawu biodrowego pracują według schematu:
  - 1) Dynamicznie w trakcie odepchnięcia.
  - 2) Rozluźnienie w fazie zamachowej.
  - 3) Statyczne napięcie w fazach jedno i dwuoporowego odepchnięcia.

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.

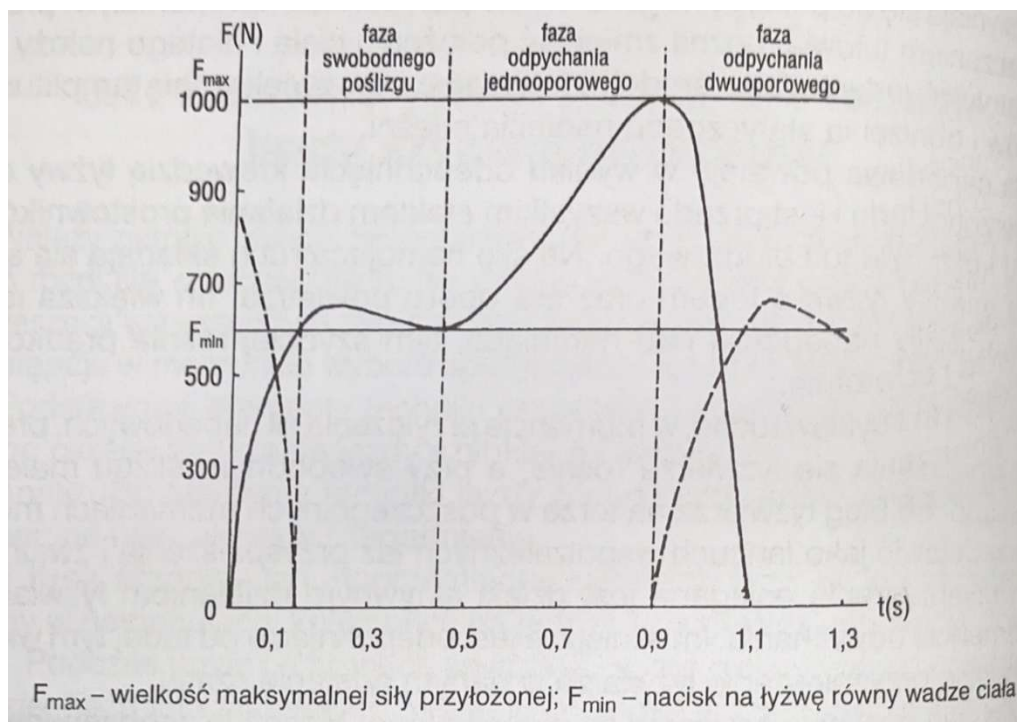
Niemożliwym jest pominięcie pasywnej fazy ruchu, obserwujemy ją w fazie jednooporowej. Jednakże pasywność jest momentem koniecznym, gdyż w tym czasie łyżwiarz przygotowuje się do wykonania odepchnięcia, wykonuje zamach wolną nogą, rozpoczyna przemieszczanie środka ciężkości ciała na bok przeciwny do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

Krok łyżwowy, w praktyce, może być podzielony na 3 fazy:

- 1) Swobodna jazda na jednej łyżwie, rozpoczynająca się w momencie oderwania od lodu łyżwy odpychającej i kończy w momencie wyprowadzenia środka ciężkości z położenia równowagi,

- 2) Odepchnięcie jednooporowe. Od momentu przeniesienia środka równowagi rozpoczyna się wzmożony nacisk łyżwy oporowej na lód. Faza ta kończy się w momencie postawienia łyżwy nogi zamachowej na lód,
- 3) Odepchnięcie dwuoporowe, ruch ten ma swój początek w momencie postawienia łyżwy nogi zamachowej na lodzie i koniec w momencie oderwania nogi odpychającej od lodu.

Jankowska (1999) proponuje zasadniczy schemat dynamiki ruchów widoczny poniżej.



Ryc. 4 Zasadniczy schemat rozłożeni sił w kroku łyżwiarskim wg. Jankowskiej (1999)

Na powyższym schemacie wyraźnie widać wyodrębnienie trzech faz – pasywną, zwaną też fazą swobodnego ślizgu, odepchnięcia jednooporowego i odepchnięcia dwuoporowego.

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.

Ruch i wysiłek fizyczny powodują szereg pozytywnych zmian w funkcjonowaniu organizmu człowieka:

- 1) W układzie ruchu aktywność wpływa na mineralizację kośćca, przyczynia się do zapobiegania i korekcji wad postawy, wzmacnia i stabilizuje stawy,

przyczepy, ścięgna i więzadła, zwiększa przekrój i objętość włókien mięśniowych zwiększa siłę, sprężystość i napięcie mięśni,

- 2) W układzie krwionośnym systematyczny trening przyczynia się do zwiększenia liczby erytrocytów, leukocytów, poziomu hemoglobiny, pojemności tlenowej krwi, obniża tętno spoczynkowe, przyczynia się do zmniejszenia ciśnienia skurczowego krwi i poprawy ekonomiki pracy serca,
- 3) W układzie oddechowym aktywność ruchowa zwiększa pojemność płuc, głębokość oddechu oraz zużycie tlenu i pułap tlenowy,
- 4) W układzie nerwowym aktywność pobudza rozwój ośrodków ruchowych, w mózgu przyspieszając rozwój motoryczności, pobudzają szybkość przewodzenia bodźców nerwowych, polepszenie koordynacji zmniejszenie poziomu stresu, poprawienie jakości snu,
- 5) W układzie immunologicznym wpływa pozytywnie na pracę systemu obronnego i odporność na zachorowania.

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

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.

Badania demograficzne wskazują, że wielkość siły maksymalnej przykładanej do łyżwy podczas jazdy w łuku jest większa niż na prostych. Różnica waha się w zakresie 4-7% w zależności od prędkości i techniki jazdy. (Jankowska).

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 osiąganą prędkość, ciężkich - wstrząśnień 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 kątowy staw skokowy - staw biodrowy w short-tracku w wirażu pozostaje zbliżony, kończyny prowadzone są równolegle 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 działanie poprzez kamizelkę obciążeniową, wówczas obciążenie stosuje się z przodu (Tahayor 2012), z tyłu (Palumbo 2001) lub równomiernie na 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 wyuczone 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 prostopadle do kierunku biegu, noga zakroczna równoległa 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 dla, 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°. 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.



Fot.1 Zawodnik reprezentacji Polski podczas Zimowy Igrzysk Olimpijskich w Pekinie (olimpijski.pl)

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



Fot. 2 Zawodniczki kadry Polski podczas XXII Mistrzostw Polski Seniorów w wielobojach i na dystansach (pzls.pl. 2018)

#### 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). Do przeprowadzenia badania posłużyły dwie platformy tensometryczne firmy Kistler Instruments AG model 9286AA oraz przetwornik tej samej firmy model DAQ 5691A1. Urządzenia podłączone były do komputera wyposażonego w oprogramowanie sterujące dostarczone przez producenta.

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 srodka nacisku stóp - określa sredni rozrzut wychwiań wykresu COP od jego linii srodkowej. Wraz ze wzrostem amplitudy pogarsza się jakosc wykonywanego zadania.
- 2) **MV [mm/s]** - srednia predkosc szeregu czasowego srodka nacisku stóp obliczana jest na podstawie ilorazu dlugosci drogi, która przebył sygnał COP i czasu pomiaru. Pozwala na określenie aktywnosci układu równowagi ciała. Im trudniejsze zadanie, tym wartosc będzie wieksza.
- 3) **RA [mm]** - zakres określa różnicę między największą i najmniejszą wartoscią badanego szeregu czasowego, który tworzy wykres sygnału COP. Większe wartosci zakresu wskazują na pogorszenie jakosci wykonywanego zadania.
- 4) **SE [-]** - entropia szeregu czasowego srodka nacisku stóp, odnosi się do *sample entropy* i obrazuje regularnosc lub przewidywalnosc sygnału COP. Osiągnięcie niższych wartosci wskazuje na poświęcanie wiekszej uwagi kontroli równowagi i świadczy o mniejszym automatyzmie.
- 5) **FR [Hz]** - czestotliwosc obiegu srodka nacisku stóp obliczana jest na podstawie sredniej predkosci oraz amplitudy sygnału COP. Wzrost wartosci tego parametru wiąże się ze zwiększoną trudnoscia zadania lub deficytami równowagi.

Wyżej wymienione parametry COP, powszechnie są stosowane w badaniach kontroli równowagi ciała, a wyniki wielu badaczy zajmujących się tą problematyką - przywoływane są w niniejszej pracy.



Ryc.5 Platforma tensometryczna Kistler Instruments AG model 9286AA



Ryc.6 Sterownik Kistler Instruments DAQ 5691A1

### 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.

Fot. 3-5 przedstawiają dwie pozycje ciała badanych sportowców. Badania wykonano z kontrolą wzrokową pozycji ciała, a sygnał COP zarejestrowano dla kierunku ruchu AP i ML dla każdej kończyny dolnej oddzielnie.





Fot. 3 Próba stania swobodnego



Fot. 4 Próba w pozycji startowej - zawodniczka N.M.





Fot. 5 Próba w pozycji startowej, zawodnik M.K.

#### 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 korzystano 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 kwartyłowy. 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 Wilcoxona, 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 Wilcoxona, 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			
	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	
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>								
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	
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>								
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 kwartyłowy; 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 ( $\sigma \approx 27\%$ ,  $i \sigma \approx 25\%$ ).

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 kwartyłowy; 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 (o  $\approx 84\%$ ) i C (o  $\approx 107\%$ ).

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 (o  $\approx 29\%$ ) i C (o  $\approx 25\%$ ), 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 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 prawej w kierunku AP przeprowadzona przed treningiem wykazała istotnie wyższe wartości zakresu środka nacisku (RA COP) w okresie B w porównaniu do okresów A (o  $\approx 137\%$ ) i C (o  $\approx 53\%$ ). 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 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 (o  $\approx 11\%$ ) i C (o  $\approx 32\%$ ).

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

Okres badania	Kierunek							
	AP				ML			
	1a		1b		2a		2b	
	M $\pm$ RK	p	M $\pm$ RK	p	M $\pm$ RK	p	M $\pm$ RK	p
A	14,22 $\pm$ 11,42		14,54 $\pm$ 19,83		2,22 $\pm$ 1,36		2,83 $\pm$ 3,35	
B	33,82 $\pm$ 42,77	0,0005	16,95 $\pm$ 3,46	0,7552	12,25 $\pm$ 19,55	0,0005	3,15 $\pm$ 1,95	0,0038
C	22,07 $\pm$ 13,23		16,67 $\pm$ 3,94		2,26 $\pm$ 1,74		2,37 $\pm$ 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-tyłny, 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 (o  $\approx 32\%$ ). 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 kończyny 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 (o ≈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 kończyny dolnej lewej w kierunku AP wykazała istotnie niższe wartości FR COP w próbach wykonanych przed treningiem w okresie B względem okresu A (o ≈64%) i względem okresu C (o ≈86%). Po treningu nie stwierdzono znaczących różnic w 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 ( $\approx 70\%$ ) oraz w stosunku do okresu C ( $\approx 240\%$ ). 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 ( $\approx 0,85\text{Hz}$ ) i okresu A ( $\approx 0,42\text{ Hz}$ ). 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±10,7 1		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 wartości SD COP w okresie A, kiedy była ona niższa niż w okresach B i C ( $\alpha \approx 65\%$ ).

Tab. 12 Różnice średnich wartości SD 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	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			
	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 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 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 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 lewej w kierunku AP wykazała, że wartości RA COP były istotnie, (o  $\approx 51\%$ ), 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  $\approx 38\%$ ) i C (o  $\approx 8\%$ ).

Tab. 16 Różnice średnich wartości RA COP [mm], 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	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], 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	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, 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	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 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 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, 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	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 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 dotyczące kończyzny 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], 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	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 kończyzny 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], 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	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 ≈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±6,03	

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 ≈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 ≈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 ≈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 ≈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±0,051	

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. Dyskusja

W niniejszej pracy ocenione zostały zmiany zachodzące w równowadze badanych w warunkach statycznych, w grupie będącej kadrą narodową w short-tracku, w trzech okresach szkolenia sportowego, na przestrzeni dwóch sezonów. Ocena powyższych zjawisk umożliwiła szersze spojrzenie na zmiany występujące w układzie kontroli równowagi, u zawodników i zawodniczek uprawiających tę dyscyplinę na poziomie mistrzowskim, niż to miało miejsce w dotychczas prezentowanych doniesieniach. Lepsze poznanie zjawisk zachodzących w organizmach łyżwiarzy szybkich na torze krótkim może być pomocne w udoskonaleniu procesu szkolenia sportowego zarówno w świetle uzyskiwania coraz wyższych wyników sportowych, jak i prewencji potencjalnie kontuzjogennych upadków.

### 6.1 Kontrola równowagi ciała badanych zawodników w 3 okresach szkolenia

Analizie poddano 5 parametrów równowagi, w tym 3 liniowe – SD, MV, RA oraz 2 nieliniowe SE i FR. W kierunku przednio tylnym w okresie B otrzymane wyniki wskazują na istotnie wyższe wartości odchylenia standardowego COP dla kończyny dolnej prawej w okresie B względem okresu A, średnia prędkość tym okresie jest, w przypadku prób wykonanych przed treningiem, istotnie niższa dla kończyny dolnej lewej oraz istotnie wyższa dla kończyny dolnej prawej, podobne wyniki otrzymano w próbach wykonanych po treningu. W kierunku środkowo-bocznym odnotowano istotnie niższe wyniki SD w okresie A przed treningiem, dla kończyny dolnej lewej. W próbach wykonanych po treningu oraz dla kończyny dolnej prawej nie odnotowano istotnych różnic. Podobnie nie stwierdzono istotnych różnic MV dla prób wykonanych przed treningiem, jednak w próbach po treningowych otrzymano istotnie wyższe wyniki dla obu kończyn.

Trzecim analizowanym parametrem liniowym było RA. W kierunku przednio tylnym brak było istotności w zakresie kończyny dolnej lewej, W przypadku kończyny dolnej prawej otrzymane wyniki wskazują na wyraźnie wyższe wartości parametru w okresie B, zarówno dla prób wykonanych przed jak i po zakończeniu jednostki treningowej. W kierunku środkowo-bocznym otrzymane wyniki wskazują na istotnie wyższe wartość RA w okresie B, zarówno dla prób przed treningowych jak i tych wykonanych po treningu. Analiza zbiorcza wyników dla parametrów liniowych wskazuje na wyraźnie, istotnie, wyższe wyniki w okresie B – startowym, zarówno względem okresu C jak i okresu A. Taki rozkład wyników pozwala wysnuć przypuszczenie o wyższym poziomie kontroli równowagi w okresie startowym, czyli w czasie, na który planowane jest osiągnięcie najwyższej formy sportowej. Za taki obraz odpowiedzialne

są zmiany w mechanizmach kontroli równowagi dotyczącymi głównie kończyny dolnej prawej, w kierunku środkowo-bocznym.

Powszechnie przyjmuje się, że wyższe wartości parametrów liniowych (SD, MV, RA) oznaczają niższy poziom kontroli równowagi ciała (Horak 2006, Haddad 2013, Paillard 2019). Tak postawiony wniosek zdają się potwierdzać wyniki obserwacji dokonanych na piłkarzach nożnych przez Paillarda (2006), w ramach, których stwierdzono niższy poziom wychwiał piłkarzy nożnych na wyższym poziomie sportowym, co pozwala wysnuć wniosek o negatywnej korelacji poziomu sportowego piłkarzy nożnych z wynikami parametrów COP. Jako wytłumaczenie tego zjawiska przyjmuje się niższy wydatek energetyczny, niższe zaangażowanie mięśni oraz optymalizację pracy całego układu. Praca Borzuckiej (2020) nie potwierdza podobnych obserwacji na siatkarkach reprezentujących poziom mistrzowski, proponując wyjaśnienie, jakoby za brak istotnych różnic w poziomie kontroli równowagi pomiędzy zawodniczkami na poziomie reprezentacyjnym a grupą kontrolną odpowiedzialne były procesy adaptacyjne związane z uprawianą dyscypliną, tym samym ich obecność objawia się wyłącznie w czynnościach ruchowych specyficznych dla tejże.

Przyjęcie podobnego założenia na potrzeby interpretacji wyników niniejszej pracy wydaje się mieć solidne podstawy, wraz z osiągnięciem wyższych prędkości siły działające na zawodnika short-tracku, w szczególności podczas wirażu, stają się coraz większe. Powoduje to możliwość przesunięcia COP coraz dalej w lewo, do środka łuku bez potrzeby aktywnej reakcji układu równowagi. Może to sugerować zwiększenie poziomu wychwiał ciała w okresie startowym jako adaptację będącą efektem intensyfikacji procesu treningowego, większej liczby godzin realizowanych na lodowisku względem okresu przygotowawczego.

Pakosz (2021) z kolei wskazuje, że w następstwie przeprowadzenia mezocyklu treningowego u zawodników short-tracku dochodzi do istotnego zwiększenia siły mięśniowej, przekładając to założenie na makrocykl roczny można wysnuć wniosek o połączeniu zwiększonego poziomu wychwiał ze zwiększonymi możliwościami reakcji ze strony układu mięśniowego. Tym samym zawodnik niejako otrzymuje możliwość większego pochylenia do wewnątrz łuku, jako że dysponuje możliwością zapobieżenia upadkowi. Adaptacja taka byłaby specyficzna dla short-tracku, jak i innych dyscyplin, w których dochodzi do pokonywania łuków z dużą prędkością np. narciarstwa alpejskiego czy kolarstwa, jednak od tych dyscyplin łyżwiarstwo szybkie odróżnia asymetria ruchu, skręty odbywają się wyłącznie w stronę lewą.

Parametry nieliniowe (FR i SE) w kierunku przednio – tylnym odnotowano niewielkie różnice entropii szeregu czasowego środka nacisku stóp - dla kończyny dolnej lewej przed treningiem i kończyny dolnej prawej po treningu, w pierwszym wypadku wyższe okazały się

wartości parametru w okresie A względem okresu B, w drugim w okresie B względem okresu C. Wyniki częstotliwości obiegu, dla kończyny dolnej lewej, wskazują na istotnie niższe wartości parametru w okresie B względem okresów A i C w próbach przed treningowych, w próbach po treningowych nie stwierdzono istotnych różnic. Dla kończyny dolnej prawej stwierdzono istotne różnice w próbach przed treningowych, w okresie B względem pozostałych okresów oraz istotnie niższe w okresie C dla prób wykonanych po treningu.

W kierunku ML parametry nieliniowe nie wskazują na istotne różnice dla żadnej z kończyn zarówno przed treningiem jak i po jego zakończeniu.

Analiza zbiorcza parametrów nieliniowych wskazuje na wyraźne różnice w wynikach częstotliwości w płaszczyźnie przednio tylnej, w próbach przed treningowych, ciekawym wnioskiem dotyczącym analizy tego parametru jest obecność istotnych różnic wyłącznie w kierunku przednio tylnym oraz znacznie częściej dla kończyny dolnej prawej.

Pewnym problemem w interpretacji wyników może być postawa stania swobodnego, odbiegająca bardzo znacząco od postawy przyjmowanej w short-tracku, zarówno na starcie, jak i w trakcie biegu. Podobne wątpliwości zgłasza Kuczyński i wsp. (2009), proponując wytłumaczenie zakładające, że adaptacje zachodzące w mechanizmach kontroli równowagi przekładają się głównie na czynności związane bezpośrednio z uprawianą dyscypliną. Tym samym przeprowadzanie badania w warunkach statycznych, mimo wysokiej powtarzalności oraz ustalonej metodologii, może stanowić przyczynę wyników, które można by uznać za nie oddające w pełni zachodzących zmian. Takie wytłumaczenie tego zjawiska jest zgodne z badaniami Wulf (2010), która stawia tezę, że skupienie uwagi na samej procedurze testowej, w warunkach, które nie odzwierciedlają ruchu w uprawianej dyscyplinie, zmniejsza wpływ automatyzmów na zachowanie organizmu, w związku z czym, w dyscyplinach charakteryzujących się wysoką dynamiką, wyniki mogą być mniej miarodajne.

Wspólnym mianownikiem otrzymanych wyników są znaczące różnice w okresie B względem dwóch pozostałych okresów oraz zdecydowanie częstsze występowanie istotnych różnic w obrębie kończyny dolnej prawej. Taka konkluzja wskazuje na większy wpływ procesu treningowego na kontrole równowagi w obrębie kończyny dolnej prawej. Wniosek tak pozostaje w zgodności z badaniami Koniecznego (2020), który na podstawie badań elektromiograficznych wnioskuje większy udział kończyny dolnej prawej w pracy treningowej, co skutkuje silniejszymi zmianami adaptacyjnymi w tym obszarze.

Istotne różnice w okresie B, szczególnie dotyczące kończyny dolnej prawej sugerują istnienie zmian adaptacyjnych, będących wynikiem procesu treningowego, co potwierdza, możliwość świadomego sterowania procesami adaptacji w tym obszarze, potwierdzając

jednocześnie wyniki Perrina (2002), Hugla (1999), czy Measure (1997) i powiększając jednocześnie aktualny stan wiedzy o wpływ ruchu o asymetrycznym charakterze.

Na szczególną uwagę zasługuje również pogorszenie części parametrów dla kończyny dolnej prawej oraz polepszenie tych samych parametrów dla kończyny dolnej lewej w okresie B, źródła takiej zmiany należy upatrywać ponownie w asymetrii ruchu w short-tracku, gdzie kończyna dolna lewa odpowiada za prowadzenie zawodnika w jeździe po łuku, kończyna dolna prawa z kolei, wykonuje pracę napędową (Konieczny 2020) tym samym jej udział w wykonaniu tego zadania ma charakter bardziej dynamiczny, z kolei większa część pracy związanej ze stabilnością pozycji związana jest z pracą kończyny dolnej lewej, na kończynie dolnej prawej pozostawiając funkcję napędu dla całego układu.

## **6.2 Kontrola równowagi ciała w pozycji stania swobodnego do pozycji startowej**

Mając na uwadze wątpliwości towarzyszące pomiarom kontroli równowagi w pozycji stania swobodnego, w toku badań, którym poświęcona jest niniejsza praca postanowiono poddać zawodników również próbom w pozycji startowej właściwej dla nich, stosowanej przez nich podczas startów.

W short-tracku nie została wypracowana spójna pozycja startowa, która charakteryzowałaby wszystkich, lub przynajmniej większość, zawodników. Wspólną cechą dla większości jest stosowanie pozycji wykroczo-rozkroczonej, lewa łyżwa położona na linii startowej, oparta na lodzie całością płozy lub tylko jej przednią częścią. Łyżwa prawa z tyłu i nieznacznie odwiedzona, pod kątem ostrym do kierunku jazdy, czasem nawet pod kątem prostym. Część zawodników stosuje z kolei pozycję rozkroczną, stawiając obie łyżwy pod kątem, zbliżonym do prostego, do spodziewanego kierunku jazdy. Nie ma też konsensusu w sprawie ustawienia tułowia, znaczna część zawodników przyjmuje pozycję, w ramach której linia barków ustawiona jest pod kątem do kierunku jazdy, prawy bark odwiedziony. Nie są jednak rzadkością sytuacje, kiedy linia barków położona jest pod kątem prostym do planowanego kierunku jazdy. Na arenie międzynarodowej mamy jednak do czynienia z zawodnikami, którzy całkowicie łamią powyższe schematy, przyjmując pozycję wykroczo - zakroczną, przodem do kierunku jazdy, stawiając płozy pod kątem do zewnątrz, z linią barków równoległą do linii startu.

Analiza parametrów liniowych nie wykazuje istotnych różnic w próbach wykonanych przed treningiem, jedynie w okresie A uzyskane wyniki wskazują na istotnie wyższą wartość RA COP w kierunku przednio-tylnym, dla kończyny dolnej lewej. W próbach wykonanych po treningu uzyskane wyniki wskazują na istotnie wyższą wartość średniej prędkości

w okresie A względem obu pozostałych okresów oraz istotnie wyższe w okresie B względem okresu C. Ciekawie prezentują się wyniki dla prób wykonanych po treningu w kierunku środkowo-bocznym. Otrzymano wyniki wskazują na wyraźną różnicę w zakresie (RA) oraz odchyleniu standardowym (SD) dla kończyny dolnej lewej, różnica w okresie A sięga nawet 50% względem pozostałych okresów.

Analiza wskaźników nieliniowych wskazuje na istotnie niższą wartość entropii szeregu czasowego środka nacisku stóp (SE) w okresie C dla kończyny lewej w kierunku środkowo-bocznym. Można tutaj próbować wysnuć wniosek o większym udziale świadomości w procesie utrzymywania równowagi w tym okresie, w szczególności odwołując się do Wayne i wsp. (2013), Costy i wsp (2007) czy Cannaugh (2005) tak postawiony wniosek zdaje się mieć uzasadnienie, jednak w opinii badającego brak potwierdzenia w innych badanych obszarach pozwala, co najwyżej, na wysnucie wniosku potrzebie dalszego badania tego zagadnienia. Nie stwierdzono innych istotnych różnic dla tego parametru.

Obserwacje częstotliwości obiegu środka nacisku stóp w próbach wykonanych przed treningiem wskazują na istotnie wyższe wartości parametru w okresie B dla kończyny dolnej prawej w kierunku przednio – tylnym oraz istotnie niższe w okresie C dla kończyny dolnej lewej i istotnie wyższe dla kończyny dolnej prawej w okresie A. Ponadto w próbach wykonanych po treningu uzyskano wyniki istotnie wyższe w okresie A dla kończyny dolnej lewej. Taki rozkład wyników nie daje spójnego obrazu zmian, jakie zaszły w badanych okresie, jedynym założeniem, jakie można wysnuć jest istnienie zmian w obrębie kierunku środkowo-bocznego, bez wyraźnego wniosku co do ich przyczyny oraz okresu, w którym zostały one wywołane.

W pozycji startowej największą liczbę istotnych różnic otrzymano w okresie A względem okresów B i C, najczęściej istotne różnice wykazywała kończyna dolna lewa, będąca kończyną wykroczną – przednią we wszystkich badanych przypadkach. Różnice najczęściej występowały w kierunku przednio – tylnym oraz w próbach wykonywanych po zakończeniu jednostki treningowej, co sugeruje wpływ zmęczenia treningowego na otrzymane różnice. Jednocześnie zwiększony poziom częstotliwości w okresie A sugeruje zwiększony poziom koncentracji uwagi na procesie utrzymania równowagi u badanych.

Podobnie jak pozycji stania swobodnego statycznym próbom towarzyszą wątpliwości w zakresie ich adekwatności w warunkach realnej rywalizacji sportowej czy aktywności treningowej – badania w obszarze kontroli równowagi w dyscyplinach charakteryzujących się niestabilnym podłożem (windsurfing) czy dużej dynamiki (snowboarding) prowadziła m. in. Zemkova (2014) zgłaszając wątpliwości w zakresie odzwierciedlenia mechanizmów

występujących w tych dyscyplinach w warunkach prób statycznych. Problem ten został dostrzeżony również w obszarze short-tracku, chociażby przez Van Der Kruk (2019), która starała się używać specjalnych modułów montowanych do łyżew celem pomiaru sił im towarzyszących w trakcie biegu. Jednak wszelkie dodatkowe urządzenia czy moduły wpływać będą w najlepszym wypadku na wagę, w najgorszym na wagę i geometrię łyżew (wysokość nad powierzchnią lodu) czy też zwiększenie elastyczności połączeń między płożą a łyżwą lub innych części buta łyżwiarskiego.

Problem ten został też dostrzeżony przez Schrodera i wsp. (2024), którzy rozpoczęli prace badawcze nad rozwiązaniami charakteryzującymi się brakiem wad tradycyjnych rozwiązań – dużą masą i małą mobilnością platform posturograficznych, osiągając obiecujące wyniki. Być może w przyszłości postępująca miniaturyzacja pozwoli na wyprodukowanie urządzeń pomiarowych, które umożliwią badanie kontroli równowagi w warunkach dynamicznych, tym samym dając narzędzia do wiele lepszej oceny zjawisk zachodzących w short-tracku.

W obu przypadkach – stania swobodnego i pozycji startowej wpływ na wyniki może mieć też stabilność stawów w obrębie kończyny dolnej, co ponownie wskazują kierunek do analizy pod kątem użytkowanego sprzętu. Jak podaje Zemkova (2014) zmniejszona powierzchnia podparcia w łyżwach hokejowych nie wpływa istotnie na stabilność posturalną, jednak już u narciarzy i snowboardzistów można zauważyć zmniejszony poziom wychwiał w kierunku środkowo-bocznym wskutek użytkowania butów usztywniających stak skokowy. But short-trackowy bardzo ciasno opina stopę oraz staw skokowy dając dodatkowe podparcie w tym obrębie, tym samym stabilizując staw skokowy, zjawisko to może mieć szczególny wpływ u zawodników na wysokim poziomie sportowym, ci mają najczęściej buty przygotowywane indywidualnie na podstawie odlewu stopy, a takich zawodników dotyczy niniejsza praca, zjawisko to znajduje swoje potwierdzenie również w badaniach Noego i Paillarda (2005), gdzie otrzymane wyniki wskazały na wyższy poziom kontroli równowagi boso u zawodników poziomu regionalnego względem czołowych zawodników krajowych.

Analiza porównawcza parametrów COP przeprowadzona pomiędzy pozycją stania swobodnego a startową wskazuje na istotne różnice w zakresie parametrów liniowych. Odchylenie standardowe wykazuje istotnie większy poziom wychwiał w pozycji startowej dla obu kończyn dolnych, w kierunku środkowo-bocznym oraz dla kończyny dolnej prawej w kierunku przednio-tylnym. Taki wniosek zgodny jest z oczekiwaniami badającego, w pozycji startowej pole podparcia staje się wyraźnie rozciągnięte w kierunku przednio-tylnym kosztem kierunku środkowo-bocznego. Co powoduje 7-mio do nawet 10 krotnie zwiększonego

poziomu parametru. Istotne okazały się również różnice dla kończyny dolnej prawej w płaszczyźnie strzałkowej.

Pomiary średniej prędkości wskazują na istotne różnice, podobnie jak w wypadku odchylenia standardowego, w obrębie kończyny dolnej prawej, gdzie odnotowane wartości parametru okazały się o ok 72% wyższe w pozycji startowej, płaszczyźnie środkowo-bocznej oraz niemal czterokrotnie w AP. Nie odnotowano istotnych różnic dla kończyny dolnej lewej. Ponownie przyczyną takiego stanu rzeczy wydaje się być zawężenie powierzchni podstawy kosztem jej wydłużenia.

Bardzo podobnie kształtują się wyniki zakresu COP, ponownie uzyskane wartości wskazują na istotne różnice w płaszczyźnie czołowej dla kończyny dolnej lewej oraz w obu badanych płaszczyznach dla kończyny dolnej prawej. W pierwszym przypadku wartość wskaźnika była niemal 10 krotnie wyższa w pozycji startowej, w przypadku kończyny dolnej prawej wartości parametru okazały się niemal dwukrotnie wyższe w pozycji stania swobodnego w kierunku ML oraz o ok 63% wyższe w pozycji startowej w kierunku AP.

W przypadku zakresu, wyższe wartości parametru oznaczają zazwyczaj gorszy poziom kontroli równowagi, zdecydowania, mniej stabilna postawa, kończyny dolne ułożone w pozycji dającej o wiele mniejszą powierzchnię podparcia mogą powodować zdecydowane pogorszenie poziomu kontroli równowagi, w szczególności w kierunku środkowo-bocznym.

Analizowane dane entropii przebiegu sygnału COP, w pozycji stania swobodnego, wskazują na istotnie wyższe wartości w płaszczyźnie czołowej, dla kończyny dolnej lewej oraz istotnie niższe dla obu płaszczyzn dla kończyny dolnej prawej. Taki rozkład wyników wskazywać może na poświęcenie większej uwagi kończynie dolnej prawej. Przyczyny takiego stanu rzeczy można poszukiwać w samej pozycji, w której zawodnik przenosi większą część ciężaru ciała na kończynę dolną lewą, kończyna dolna prawa pozostaje z kolei przygotowana do wykonania pierwszego kroku po usłyszeniu sygnału startowego.

Wyniki analizowanych danych w zakresie częstotliwości wykazały istotnie wyższe wartości parametru w pozycji startowej dla obu kończyn dolnych i w obu płaszczyznach. Taki rozkład wyników wskazuje na relatywnie wyższą trudność utrzymania tej pozycji w stosunku do pozycji stania swobodnego. Tym samym sugerując niski poziom automatyzmu w trakcie przebywania w tej pozycji.

Ciekawą konkluzją z analizy wyników jest porównanie dla poszczególnych pozycji w czasie. Okresem, w którym odnotowano najwięcej różnic był okres A, może to sugerować zarówno proces adaptacji w wyniku realizacji procesu treningowego, jak i „efekt nowości” przeprowadzonych prób.

Nie jest łatwą jednoznaczną oceną wpływu wysokości poszczególnych parametrów na kontrolę równowagi. W przypadku short-tracku, wydaje się, że sygnały pobierane są zarówno z narządu wzroku jak i propriocepcji, model może mieć charakter mieszany, pośredni pomiędzy opierającym się głównie na wzroku tańcem (Hugel i wsp. 1999) a opierającym się na propriocepcji judo (Perrot (1998), Mesure (1992), Perrot (2000)). W short-tracku zawodnicy mają do czynienia ze stabilnym, choć nienaturalnym podłożem, informacje pochodzące z układu proprioceptywnego służą też do oceny przeciążeń czy kąta odchylenia w wirażu. Z kolei układ wzroku służyć może do oceny umiejscowienia zawodnika w przestrzeni oraz względem przeciwników.

Kolejnym aspektem wartym rozważenia jest wpływ pozycji startowej na późniejszą dynamikę biegu. Gdzie stabilność tejże nie jest kluczowa, najważniejszym aspektem w tym wypadku jest stworzenie warunków do możliwie dynamicznego startu i temu podporządkowana jest, każdorazowo indywidualna, pozycja zawodnika. Ponadto brak specyficznego wzorca powoduje problemy w ocenie jej wpływu. Wśród badaczy nie ma konsensusu w sprawie wpływu kontroli równowagi ciała na uzyskiwane wyniki sportowe nawet w dyscyplinach, wydawałoby się, bardzo silnie opierających się o stabilność – strzelectwie sportowym czy łucznictwie (Zemkova 2023). W grach zespołowych wpływ wyższego poziomu kontroli ciała koreluje dodatnio z częścią elementów technicznych, z innymi wykazując związek przeciwny, z jeszcze innymi nie wykazując związku (Ibidem), u snowboardzistów z kolei nie odnotowano związku pomiędzy poziomem sportowym, rozumianym jako miejsce w rankingu, a poziomem kontroli równowagi w próbach dynamicznych stania jednonóż.

Jak podaje Zemkova (2023) ze 126 artykułów dotyczących różnych dyscyplin sportu związek pomiędzy poziomem kontroli równowagi a wynikami sportowymi wykazano tylko w 14 przypadkach, potwierdza to Paillard (2019) poddając w wątpliwość związek przyczynowo – skutkowy pomiędzy poziomem sportowym a poziomem kontroli równowagi, zwracając jednocześnie uwagę na mnogość czynników mogących wpływać na tę zdolność oraz, po raz kolejny, zwracając uwagę na prawdopodobną nieadekwatność prób statycznych do charakteru różnych dyscyplin.

### **6.3 Wpływ płci na kontrolę równowagi ciała badanych sportowców**

Zebrane dane, po przeprowadzeniu analizy, nie wskazują na istnienie istotnych różnic w pomiędzy płciami, dla żadnego z 5 badanych parametrów, taki wniosek pokrywa się wnioskami Perrina (2002) i Kolleggera (1992) których badania również nie wykazały różnic



w pomiędzy płciami, tak w próbach statycznych, jak i dynamicznych, stoi jednak w sprzeczności z wynikami Ekdahla (1989), który wykazał różnicę pomiędzy płciami, jednak poddana przez niego grupa znacząco różniła się wiekiem od analizowanej w tym opracowaniu, co każe rozważyć czynnik wieku jako istotny. Z uwagi na powyższe proponuje się pominięcie, w przyszłych pracach badawczych, dotyczących zbliżonej tematyki i dla grupy w podobnym wieku, tego czynnika.

#### **6.4 Ograniczenia pracy**

Ocena zmian, jakie powoduje proces treningowy w short-tracku w świetle niniejszej pracy, wymaga uświadomienia sobie szeregu ograniczeń związanych ze specyfiką wybranej grupy, ale również sytuacjami losowymi. Reprezentacja Polski w short-tracku, jest grupą, której skład nie jest stały, wynika to z samej istoty jej funkcjonowania – w każdym momencie powoływanie do niej są zawodnicy reprezentujący najwyższą, na ten moment, formę sportową. Ta cecha jest jednak pewnym problemem w przypadku badań rozciągniętych w czasie, ponieważ skład osobowy może znacząco się różnić pomiędzy ich rozpoczęciem i zakończeniem. Nie tracąc z pola widzenia głównego celu istnienia reprezentacji – osiągnięcia najwyższych wyników sportowych, badając grupy tego typu koniecznym jest dostosowanie się do rytmu przygotowań i dostępności zawodników celem jak najmniejszej ingerencji w bieżący proces treningowy.

Powyższy efekt, w toku realizacji badań, których dotyczy niniejsza praca został dodatkowo spotęgowany przez pandemię COVID-19, która wybuchła i trwała w trakcie prowadzenia badań na potrzeby niniejszego opracowania. Badając sportowców, szczególnie najwyższego poziomu badania powinny być podporządkowane możliwie jak najmniejszej ingerencji w realizację procesu treningowego. Pandemia COVID-19 wywróciła całkowicie plany startów, a w konsekwencji przygotowań, ogromnej większości sportowców na świecie, zmiany te nie ominęły też short-tracku, w którym główny plan przygotowań zaplanowany jest w cyklu czteroletnim – podporządkowany Zimowym Igrzyskom Olimpijskim.

Kolejnym czynnikiem, który winien być wzięty pod uwagę jest charakterystyka dyscypliny jaką jest short-track, dyscypliny bardzo dynamicznej, w której organizmy zawodników poddawane są relatywnie dużym siłom, charakterystyka testów, jaki poddawano uczestników niniejszego badania miała charakter statyczny, tym samym nie najlepiej odpowiadając specyfikę short-tracku.

Trudnym jest też ocena wpływu przebytych kontuzji na poziom kontroli równowagi u zawodników, szczególnie w obrębie stawów kończyny dolnej.

## 7. 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 z unifikowaniem 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 & Excersie*, 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., Kręcisz, 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. Ekdhall, G.B. Jarnlo, S.I. Andersson, Standing balance in healthy subjects. Evaluation of a quantitative test battery on a force platform *Scand. J. Rehabil. Med.*, 21 (1989), pp. 187-195
29. 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. Hortobagay 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., Hobert M., 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 about 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. Hubner-Woźniak, E., Parametry biomechaniczne w praktyce treningu, *Trening* 3(23) str. 41-46
57. Hugel F., Cadopi M., Kohler F., 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
58. Jankowska U., Rogalski S. (1999) Short Track łyżwiarstwo szybkie na torze krótkim, Centralny Ośrodek sportu, Warszawa
59. Jaskólski A. (2002) Podstawy fizjologii wysiłku fizycznego z zarysem fizjologii człowieka. Wrocław 228.
60. Juras G. Koordynacyjne uwarunkowania procesu uczenia się utrzymania równowagi ciała. Akademia Wychowania Fizycznego w Katowicach 2003.
61. 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
62. 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
63. Kluch W. (2003) Badania fizjologiczne przebiegu resuscytacji narządu przedsionkowego u osób poddawanych przyspieszeniom w symulatorze Gyro Ipt. *Polski Przegląd Medycyny Lotniczej*, 9: 399-415.
64. 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
65. 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
66. Konturek S. Zmysł równowagi, w: D. Węsierska (red). *Fizjologia Człowieka tom IV Neurofizjologia*. Wydawnictwo Uniwersytetu Jagiellońskiego Kraków 1998: str 214-220
67. Kozłowski S., Nazar K. (1984) Wprowadzenie do fizjologii klinicznej. PZWL Warszawa.
68. Kuczyński K., Sienkiewicz H. (1994) Porównanie parametrów stabilogramu po wyłączeniu narządu wzroku i zakłóceniu błędniaka. *Biomechanika*, Politechnika Wroclawska: 184-186
69. Kuczyński M. (1997) The stability of postural sway. *Biology of Sport*, 14, Suppl. 7: 75-79.

70. Kuczyński M. (1999) The second order autoregressive model in the evaluation of postural stability. *Gait & Posture*, 9 (1): 50-56
71. Kuczyński M. Model lepko-sprężysty w badaniach stabilności postawy człowieka. *Studia i Monografie, AWF, Wrocław*, 2003.
72. 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
73. 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.
74. Kuczyński M, Rektor Z, Borzucka D. Postural control in quiet stance in the second league male volleyball players. *Hum Mov*. 2009;10
75. 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.
76. Laursen P. B., Training for intense exercise performance: high-intensity of high volume training? *Scand J. Med. Sci. Sports*, 2003, 20:1-10,
77. Latash M.L. (1993) Control of human movement. Champaign: Human Kinetics
78. 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
79. 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
80. Lubiatowski 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.
81. 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.
82. 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
83. Malarecki I., *Zarys fizjologii wysiłku fizycznego I treningu sportowego*, Sport I Turystyka, Warszawa, 1981
84. 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
85. Massion J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, 1992, 38(1), 35-56
86. 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
87. Martin P. *The Basal Ganglia and Posture*. Pitman: London, 1967
88. 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



89. Mesure S., Crémieux J., The effect of judo training on postural control assessed by accelerometry
90. Th. Brandt (Ed.), Proceeding of the Xth International Symposium on Disorders of Posture and Gait, Stuttgart, New York (1992), pp. 302-306
91. 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.
92. Michalska J., Kamieniarz A., Fredyk 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.
93. 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
94. 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
95. Mujdeci B., Aksoy S., Atas S. Evaluation of balance in fallers and non-fallers elderly. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, 2012, 78(5), 104-109
96. Naglak Z., Społeczne i metodyczne aspekty sportu kwalifikowanego. Studia I Monografie. AWF Wrocław, 1987
97. 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.
98. Nashner L.M. (1972) Vestibular postural control model. *Kybernetik*, 10 (2): 106-110.
99. 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.
100. Nashner L.M., Cordo P.J., Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. *Experimental Brain Research*, 1997, 30, 13-24
101. 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
102. 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
103. 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.
104. 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.
105. 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.
106. Paillard T. Relationship between sport expertise and postural skills. *Front Psychol.* 2019;10
  107. 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.
  108. 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
  109. 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
  110. 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
  111. Perrin P. Deviterne D , Hugel F , Perrot C . Judo better than dance, develops sensorimotor adaptab C. Perrot, D. Deviterne, Ph. Perrin
  112. Paulos L. (1991) Knee rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction and repair. *J Orthop Sport Phys.* 13: 60-68.
  113. 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.*
  114. 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.
  115. Pollock A.S., Durwald B.R., Rowe P.J., Paul J.P., What is balance? *Clinical Rehabilitation*, 2000, 14(4): 402-406
  116. Redfern Mark S., Lucy Y . Visual influence on balance, *Journal of Anxiety Disorders*, 2001, 15, 81-94
  117. Rinaldi N. M., Polastri P. F., Barela J. A., Age-related changes in postural control sensory roweighting, *Neuroscience Letters*, 2009, 467(3), 225-229
  118. 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.
  119. 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
  120. 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
  121. Schiffman J. M., Bensel 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
  122. 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.

123. 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
124. 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.
125. 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.
126. 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.
127. Slobounov S.M., Newell K.M. (1996) Postural dynamics in upright and inverted stances. *Journal of Applied Biomechanics*, 12 (2): 185-196.
128. Stanisław A. (2006), *Przystępny kurs statystyki, Tom 1 Statsoft Polska*: 370.
129. Starosta W. (2003) *Motoryczne zdolności koordynacyjne. Znaczenie, struktura, uwarunkowania, kształtowanie*. Instytut Sportu w Warszawie.
130. Schröder J, Hallemans 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.
131. 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
132. 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.
133. Skalska A., Walczewska J. Wiek, płęć i aktywność fizyczna osób zgłaszających upadki oraz okoliczności ich występowania. *Rehabilitacja Medyczna*, 2003, 7(3), 49-53
134. Skiner 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. *Jornal of Orthopedic Reserch*. 4: 112-118, Raven Press, New York. Orthopedic Research Society.
135. Sobera M. (1994) *Ruchy kompensacyjne wywołane zmianą położenia kończyn górnych podczas utrzymywania równowagi w pozycji stojącej*. Praca doktorska, AWF, Wrocław.
136. Sozański H., Śledziwski D., *Obciążenia treningowe, dokumentacja I opracowanie danych*. Biblioteka Trenera, Warszawa, 1995
137. Sozański H., Kosmol A., Śledziwski D. *Zastosowanie metod naukowych na potrzeby sportu*, Biblioteka PTNKT, 2002, str.257-302
138. Steinecker J. M., Lormes W., Reissnecker S., Liu. New aspects of the hormone and cytokine response to training *European Jurnal od Applied Psychology*. 2004, 91: 382-391
139. Starosta W. (1957 a) *Doskonalenie metodyki treningu łyżwiarzy figurowych w świetle badań fizjologicznych nad analizatorem przedsiionkowym*. *Kultura Fizyczna*, 12, 911-931.

140. Starosta W. (1957 b) Badanie stałości funkcjonalnej analizatora przedsionkowego u łyżwiarzy figurowych w zwykłych warunkach treningu. *Kultura Fizyczna*, 1: 21-30.
141. Starosta W. (1966) Wpływ obciążenia związanego z ruchem obrotowym ciała na wyrazistość wrażeń kinestetycznych u sportowców. *Roczniki Naukowe AWF, Warszawa*, 6: 191-227.
142. Starosta W. (1975) Symetria i asymetria ruchu w sporcie. *Sport i Turystyka, Warszawa*. 78
143. Starosta W. (1994) Wpływ uprawianej dyscypliny na kształtowanie się u zawodników symetrii i asymetrii wrażeń kinestetycznych. *Atropomotoryka*, 11: 101-119.
144. 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
145. 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
146. 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
147. 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.
148. 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
149. 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.
150. Walsh K. *Neuropsychologia kliniczna*, PWN Warszawa b 2000,
151. 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.
152. Winter D. A human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture.* 1995, 3: 193-195
153. 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.
154. Zemková E. Sport-specific balance. *Sports Med.* 2014 May;44(5):579-90. doi: 10.1007/s40279-013-0130-1. PMID: 24293269.
155. 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.

156. Żernicki B. (1980) Mechanizmy działania mózgu. Wszechnica PAN-Ossolineum, Wrocław.

### **Netografia**

1. Strona internetowa Polskiego Związku Łyżwiarstwa Szybkiego- [www.pzls.pl](http://www.pzls.pl), dostęp 25.02.2019
2. Strona internetowa Międzynarodowej Unii Łyżwiarstwa, <https://www.isu.org/short-track/rules/stk-regulations-rules/file>, dostęp 26.02.2019
3. Strona internetowa olimpijski.pl, <https://olimpijski.pl>, dostęp 12.07.2024

### **Publikacje własne**

1. Firlus W., Zmiana rzutu środka ciężkości ciała na podłoże po krótkim szkoleniu narciarskim i snowboardowym, *Wykorzystanie badań naukowych w wychowaniu fizycznym i sporcie*, Politechnika Opolska, 2016, 79-90
2. Iskra J., Firlus W., Polska myśl szkoleniowa w rzutach lekkoatletycznych, Trening mistrzowski w rzutach lekkoatletycznych, *Politechnika Opolska, PZLA*, Opole 2017, 27-40
3. Firlus W., Effects Of Skiing Training On Selected Parameters Of Postural Balance Among Students Of The Opole University Of Technology, *Journal of Physical Education & Health*, 2018, 39-49

## Streszczenie

**Tytuł rozprawy doktorskiej:** Kontrola równowagi ciała zawodników short-tracku w rocznym cyklu treningowym

**Słowa Klucze:** short-track, równowaga, łyżwiarstwo

**Cel pracy:** 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.

### Pytania badawcze:

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

### Material i metody:

W badaniach udział wzięło 15 zawodników i zawodniczek short-track w kategorii seniora w sezonach. Zawodnicy prezentują światowy poziom sportowy, staż zawodniczy badanych wynosi między 10 a 21 lat. Badanie wykonywane było w warunkach statycznych, przy użyciu platformy Kistler. Test składał się z próby stania swobodnego oraz pozycji startowej, każda z prób powtarzana była dwukrotnie, trwała 20s. cykl prób wykonywany był przed i po realizacji jednostki treningowej. Do analizy statystycznej posłużono się testami nieparametrycznymi; Friedmanna – dla wielu prób zależnych, par Wilcoxon dla dwóch prób zależnych oraz U Manna Whitneya na potrzeby różnic międzypłciowych. Normalność rozkładu została oceniona testem Shapiro-Wilka. Poziom istotności ustalony został na  $p \leq 0,05$

**Wyniki:** W badaniu równowagi w okresie startowym otrzymane wyniki parametrów liniowych wskazują na wyższy poziom wychwiał organizmu w pozycji stania swobodnego, u zawodników short-tracku, dotyczy to zarówno kończyny dolnej prawej, jak i lewej. W pozycji startowej właściwej dla zawodników short-track zwiększenie poziomu wychwiał występuje w okresie przedstartowym. Zmiany te dotyczą w głównej mierze kończyny dolnej prawej. Otrzymane wyniki nie pozwalają na wyciągnięcie wniosków o różnicach spowodowanych wynikających z płci.

### Wnioski:

1. Kontrola równowagi u zawodników short-track w pozycji stania swobodnego różni się istotnie w okresie startowym, w zakresie parametrów liniowych (SD, MV, RA). W przypadku parametrów nieliniowych niemal nie zaobserwowano różnic entropii COP (SE), odnotowano różnice w obszarze FR.
2. Kontrola równowagi zawodników short-track w pozycji startowej różni się istotnie w okresie przedstartowym, zmiany dotyczą w podobnym stopniu obu kończyn dolnych oraz obu kierunków.
3. Kontrola równowagi w pozycji startowej zawodników short-tracku jest zdecydowanie pogorszona
4. Nie zaobserwowano istotnych różnic kontroli równowagi pomiędzy zawodniczkami i zawodnikami w pozycji stania swobodnego.
5. Dyskusyjne pozostaje badanie równowagi w warunkach statycznych w dyscyplinie dynamicznej – short-tracku

## **Abstract**

**Title of Dissertation:** Body Balance Control in Short-Track Athletes During the Annual Training Cycle

**Keywords** short-track, balance, speed skating

**Objective:** The aim of this study was to compare the values of stabilogram parameters of short-track athletes in both a free-standing position and a starting position, before and after training, across three periods of the sports training cycle.

### **Research Questions:**

1. Does body balance control in a free-standing position change across different periods of the training cycle in short-track athletes?
2. Does body balance control in a starting position change across different periods of the training cycle in short-track athletes?
3. What are the differences in body balance control between the free-standing and starting positions in the athletes studied?
4. Are there differences in body balance control between male and female short-track athletes?

### **Materials and Methods:**

The study involved 15 senior-level short-track athletes during competitive seasons. These athletes are of world-class standard, with an athletic career spanning between 10 and 21 years. The study was conducted under static conditions using a Kistler platform. The test consisted of two trials: a free-standing position and a starting position, each trial was repeated twice and lasted 20 seconds. The cycle of trials was performed before and after the training session. Non-parametric tests were used for statistical analysis: Friedman's test for multiple dependent samples, Wilcoxon's signed-rank test for two dependent samples, and the Mann-Whitney U test for gender differences. The normality of distribution was assessed using the Shapiro-Wilk test. The significance level was set at  $p \leq 0.05$ .

### **Results:**

In the balance test conducted during the competition period, the linear parameter results indicated a higher level of body sway in the free-standing position among short-track athletes, affecting both the right and left lower limbs. In the starting position typical for short-track athletes, an increase in body sway was observed during the pre-competition period, mainly concerning the right lower limb. The results did not provide sufficient evidence to draw conclusions regarding gender differences.

### **Conclusions:**

1. Balance control in short-track athletes in a free-standing position significantly differs during the competition period concerning linear parameters (SD, MV, RA). For nonlinear parameters, almost no differences in COP entropy (SE) were observed, with differences noted in the FR area.
2. Balance control in the starting position significantly differs during the pre-competition period, with changes similarly affecting both lower limbs and both directions.
3. Balance control in the starting position of short-track athletes is significantly impaired.
4. No significant differences in balance control were observed between male and female athletes in the free-standing position.
5. The study raises concerns about the relevance of assessing balance under static conditions in a dynamic sport like short-track.

## Spis tabel

- Tab. 1 Szczegółowa charakterystyka badań w rocznym cyklu treningowym
- Tab. 2 Różnice średnich wartości SD COP [mm], kończyna dolna lewa
- Tab. 3 Różnice średnich wartości SD COP [mm], kończyna dolna prawa
- Tab. 4 Różnice średnich wartości MV COP [mm/s], kończyna dolna lewa
- Tab. 5 Różnice średnich wartości MV COP [mm/s], kończyna dolna prawa
- Tab. 6 Różnice średnich wartości RA COP [mm], kończyna dolna lewa
- Tab. 7 Różnice średnich wartości RA COP [mm], kończyna dolna prawa
- Tab. 8 Różnice średnich wartości SE COP, kończyna dolna lewa
- Tab. 9 Różnice średnich wartości SE COP, kończyna dolna prawa
- Tab. 10 Różnice średnich wartości FR COP (Hufschmidt) [Hz], kończyna dolna lewa
- Tab. 11 Różnice średnich wartości FR COP (Hufschmidt) [Hz] kończyna dolna prawa
- Tab. 12 Różnice średnich wartości SD COP [mm], kończyna dolna lewa
- Tab. 13 Różnice średnich wartości SD COP [mm], kończyna dolna prawa
- Tab. 14 Różnice średnich wartości MV COP [mm/s], kończyna dolna lewa
- Tab. 15 Różnice średnich wartości MV COP [mm/s], kończyna dolna prawa
- Tab. 16 Różnice średnich wartości RA COP [mm], kończyna dolna lewa
- Tab. 17 Różnice średnich wartości RA COP [mm], kończyna dolna prawa
- Tab. 18 Różnice średniej wartości SE COP, kończyna dolna lewa
- Tab. 19 Różnice średniej wartości SE COP, kończyna dolna prawa
- Tab. 20 Różnice średniej wartości FR COP (Hufschmidt) [Hz], kończyna dolna lewa
- Tab. 21 Różnice średniej wartości FR COP (Hufschmidt) [Hz], kończyna dolna prawa
- Tab. 22 Różnice średnich wartości SD COP [mm], 01.05.2019 r. próby wykonane przed treningiem
- Tab. 23 Różnice średnich wartości MV COP [mm/s], 01.05.2019 r. próby wykonane przed treningiem
- Tab. 24 Różnice średnich wartości RA COP [mm], 01.05.2019 r. próby wykonane przed treningiem
- Tab. 25 Różnice średnich wartości SE COP, 01.05.2019 r. próby wykonane przed treningiem
- Tab. 26 Różnice średniej wartości FR COP (Hufschmidt) [Hz], 01.05.2019 r. próby wykonane przed treningiem



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

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

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

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

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

## **Spis rycin**

Ryc.1 Schemat toru lodowego do uprawiania short-tracku (Jankowska 1999)

Ryc. 2 Sylwetka zawodnika short-tracku podczas jazdy - zawodnicy pochyleni są do wewnątrz toru - w stronę lewą (Jankowska 1999)

Ryc.3 Pozycja łyżwiarska z profilu, z oznaczonymi kątami w poszczególnych stawach (Jankowska 1999)

Ryc. 4 Zasadniczy schemat rozłożeni sił w kroku łyżwiarskim wg. Jankowskiej (1999)

Ryc.5 Platforma tensometryczna Kistler Instruments AG model 9286AA

Ryc.6 Sterownik Kistler Instruments DAQ 5691A1

## **Spis fotografii**

Fot.1 Zawodnik reprezentacji Polski podczas Zimowy Igrzysk Olimpijskich w Pekinie (olimpijski.pl)

Fot. 2 Zawodniczki kadry Polski podczas XXII Mistrzostw Polski Seniorów w wielobojach i na dystansach (pzls.pl. 2018)

Fot. 3 Próba stania swobodnego

Fot. 4 Próba w pozycji startowej - zawodniczka N.M.

Fot. 5 Próba w pozycji startowej, zawodnik M.K.



## Aneks

01.05.2019																				
Przed treningiem																				
Stanie swobodne																				
Kończyna dolna lewa											Kończyna dolna prawa									
Kierunek AP					Kierunek ML						Kierunek AP					Kierunek ML				
	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR
G.T	3,44	21,75	17,05	1,77	0,53	17,92	2,51	3,35	5,81	0,97	3,57	25,37	14,67	1,88	0,50	24,28	2,31	3,56	7,75	1,22
K.M.	4,27	9,01	21,18	0,86	0,51	4,41	2,68	2,22	1,38	0,37	4,07	21,20	21,93	1,51	0,52	16,64	2,85	3,34	5,67	0,89
K.N	3,84	17,41	15,81	1,54	0,45	12,33	2,11	3,01	4,38	0,74	1,96	19,74	10,95	2,15	0,27	10,97	1,73	3,48	6,75	1,80
K.S	3,57	20,26	14,49	2,18	0,46	15,24	2,31	3,45	5,86	1,32	2,86	20,41	14,56	1,95	0,39	18,15	1,90	3,95	9,27	1,05
M.K.	3,66	20,19	18,11	1,67	0,29	14,19	1,70	3,50	8,05	0,88	2,55	14,28	12,41	1,81	0,38	15,03	2,14	3,46	6,45	0,90
M.K.	2,92	23,16	14,08	2,16	0,46	17,31	2,73	3,62	5,99	1,26	3,39	21,40	17,98	1,90	0,30	19,36	1,83	3,98	10,33	1,04
M.Z.	3,57	20,26	17,05	1,77	0,46	15,24	2,51	3,35	5,81	0,97	2,86	20,41	14,67	1,88	0,39	18,15	2,31	3,56	7,75	1,22
N.M	3,03	24,12	13,81	2,18	0,38	18,53	2,37	3,82	7,77	1,29	2,66	27,15	13,53	2,01	0,49	19,09	3,09	3,60	6,18	1,63
N.M.	2,76	20,75	13,35	2,16	0,62	18,33	3,30	3,55	5,55	1,22	2,55	28,97	12,70	2,34	0,41	28,23	2,43	3,93	11,17	1,89
P.A	5,14	24,98	26,23	1,60	0,38	18,31	2,28	3,63	8,03	0,78	2,32	13,00	10,50	1,69	0,35	12,39	2,09	3,09	6,01	0,92
P.M.	3,88	19,05	17,51	1,53	0,50	16,26	2,52	3,18	5,55	0,78	2,96	15,86	13,87	1,66	0,37	17,41	2,14	3,56	7,53	0,87
S.W	2,75	22,15	15,91	1,86	0,48	14,88	3,12	3,51	5,51	1,02	2,62	17,15	18,21	1,80	0,31	18,11	2,85	3,20	8,15	1,24

01.05.2019																				
Przed treningiem																				
Pozycja startowa																				
Kończyna dolna lewa											Kończyna dolna prawa									
Kierunek AP					Kierunek ML						Kierunek AP					Kierunek ML				
	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR
G.T	5,02	13,66	19,05	1,61	7,21	14,94	24,57	1,07	0,67	0,92	12,08	237,15	34,02	2,30	5,02	70,65	14,06	2,51	7,75	1,22
K.M.	3,61	14,71	17,76	1,09	6,19	23,36	30,85	0,83	0,60	0,65	2,34	51,05	11,37	2,84	2,44	25,46	10,15	2,47	5,67	0,89
K.N	3,88	25,61	21,44	1,94	7,97	30,71	41,71	0,79	0,61	1,09	3,11	33,33	15,14	2,13	2,83	15,18	12,62	1,72	6,75	1,80
K.S	3,85	18,85	7,70	2,37	4,90	18,50	20,56	1,17	0,72	1,62	7,03	90,29	26,57	2,61	2,90	39,84	14,32	1,99	9,27	1,05
M.K.	8,04	30,25	38,42	1,23	2,50	9,18	12,21	1,36	0,59	0,63	12,71	65,11	66,33	1,60	2,12	104,70	11,87	3,61	6,45	0,90
M.K.	3,27	18,26	15,44	1,74	4,81	15,76	24,67	0,85	0,60	1,14	4,99	53,45	28,05	2,18	2,78	24,99	15,73	2,03	10,33	1,04
M.Z.	3,85	18,85	19,05	1,61	4,90	18,50	24,57	1,07	0,67	0,92	7,03	90,29	34,02	2,30	2,90	39,84	14,06	2,51	7,75	1,22
N.M	4,52	22,40	20,28	1,42	1,35	9,07	6,67	1,84	1,12	0,79	7,89	150,46	37,44	2,55	1,54	52,12	9,52	3,72	6,18	1,63
N.M.	1,89	12,27	8,15	1,97	4,83	22,15	23,41	1,15	0,74	1,03	14,32	116,67	65,94	2,01	6,45	28,31	29,64	1,55	11,17	1,89
P.A	4,44	24,24	23,96	1,62	5,78	23,87	31,74	0,95	0,66	0,87	4,65	46,78	25,69	2,09	1,35	22,61	7,43	2,69	6,01	0,92
P.M.	2,70	15,57	13,75	1,82	4,25	18,52	21,63	1,10	0,71	0,94	3,25	71,41	15,75	2,56	1,50	33,94	8,06	2,76	7,53	0,87
S.W	1,14	11,49	23,60	0,92	4,12	17,41	32,29	0,61	0,33	0,44	4,94	77,46	47,91	2,48	3,01	20,45	21,29	2,53	8,15	1,24

01.05.2019																				
Po treningu																				
Stanie swobodne																				
Kończyna dolna lewa											Kończyna dolna prawa									
Kierunek AP					Kierunek ML					Kierunek AP					Kierunek ML					
	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR
G.T	3,36	21,55	18,41	1,58	0,84	0,55	20,85	2,98	3,00	4,81	2,51	33,49	15,36	1,84	1,27	0,53	18,96	2,93	3,39	5,82
K.M.	5,99	18,61	26,27	1,17	0,50	0,78	13,78	3,92	2,61	2,80	6,04	18,10	29,30	0,99	0,47	0,90	15,17	5,35	2,52	2,69
K.N	4,84	16,60	19,85	1,37	0,66	0,59	12,25	2,78	2,91	3,40	3,27	14,12	15,36	1,64	0,85	0,61	14,74	2,75	3,39	4,98
K.S	4,15	18,83	16,05	1,45	0,66	0,62	14,41	3,09	2,61	2,48	3,41	21,36	18,35	1,63	1,04	0,58	16,28	3,35	2,96	4,41
M.K.	3,93	21,55	20,18	1,70	0,90	0,42	14,38	2,52	3,85	6,42	2,70	14,58	12,92	1,85	0,93	0,39	14,30	2,05	3,55	6,26
M.K.	3,87	22,46	19,05	1,68	0,92	0,48	18,10	2,81	3,37	6,00	2,40	19,43	12,45	2,04	1,33	0,49	13,24	2,60	3,04	4,67
M.Z.	4,15	18,83	18,41	1,58	0,84	0,62	14,41	2,98	3,00	4,81	3,41	21,36	15,36	1,84	1,27	0,58	16,28	2,93	3,39	5,82
N.M	5,63	20,42	19,85	1,43	0,75	1,17	16,41	4,12	2,52	3,53	5,28	24,48	19,03	1,48	0,82	0,85	15,98	3,55	3,33	4,20
N.M.	2,51	16,41	12,57	1,91	1,05	0,49	11,29	2,50	2,88	5,99	2,70	27,00	13,73	2,00	1,67	0,45	17,92	2,69	4,31	7,64
P.A	5,41	17,98	23,94	1,27	0,58	0,72	12,00	3,42	2,79	3,08	1,70	15,46	9,47	2,27	1,46	0,37	15,85	2,06	3,69	7,41
P.M.	2,44	18,22	12,34	1,96	1,25	0,34	15,18	1,93	3,37	8,00	2,41	28,36	12,33	2,25	2,01	0,32	19,22	2,00	3,92	10,20
S.W	3,55	14,50	13,96	1,86	1,12	0,64	9,88	2,72	3,13	6,43	5,12	18,59	10,65	2,22	2,15	0,86	17,41	2,92	3,20	5,76

01.05.2019																				
Po treningu																				
Pozycja startowa																				
Kończyna dolna lewa											Kończyna dolna prawa									
Kierunek AP					Kierunek ML					Kierunek AP					Kierunek ML					
	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR
G.T	4,10	20,53	18,77	1,77	0,99	4,12	18,40	22,44	1,27	0,82	8,44	198,05	33,47	2,16	2,20	4,05	56,08	15,24	2,38	2,41
K.M.	3,63	20,67	19,82	1,70	0,91	5,79	24,69	31,78	0,95	0,68	4,38	45,39	21,76	2,06	2,00	2,81	16,15	13,87	1,82	1,00
K.N	4,02	20,40	20,58	1,44	0,81	6,46	22,93	29,49	0,81	0,62	4,04	32,97	22,10	2,04	1,30	2,33	15,87	13,30	1,97	1,12
K.S	3,80	20,65	6,97	2,26	1,38	4,38	19,70	13,33	1,44	0,92	6,82	85,00	25,38	2,47	3,04	2,99	36,30	12,43	2,01	1,12
M.K.	8,86	33,18	38,77	1,20	0,69	1,89	10,52	8,43	1,81	0,89	9,77	58,65	50,30	1,89	0,96	2,44	114,77	14,58	3,26	7,82
M.K.	3,21	20,54	16,07	1,91	1,02	5,02	16,41	23,59	0,92	0,52	7,64	43,17	34,44	1,71	0,90	3,64	15,38	21,61	1,53	0,68
M.Z.	3,80	20,65	18,77	1,77	0,99	4,38	19,70	22,44	1,27	0,82	6,82	85,00	33,47	2,16	2,20	2,99	36,30	15,24	2,38	2,41
N.M	4,08	23,90	19,66	1,71	0,94	1,76	14,59	9,10	2,01	1,35	6,81	70,64	31,22	2,15	1,75	2,40	30,66	10,23	2,37	2,05
N.M.	1,68	13,78	8,20	2,22	1,32	4,78	30,88	25,29	1,42	1,06	10,87	183,08	55,06	2,36	2,99	6,04	32,90	28,81	1,79	0,92
P.A	4,41	20,97	21,31	1,46	0,76	8,05	23,90	44,59	0,68	0,48	7,73	37,77	37,94	1,60	0,80	2,39	24,11	11,85	2,40	1,61
P.M.	2,80	22,03	17,20	2,08	1,27	3,10	19,23	18,40	1,47	1,00	3,19	87,48	17,71	2,80	4,41	1,13	38,16	6,68	3,78	5,42
S.W	1,21	10,49	19,16	1,71	0,80	2,81	15,49	20,39	1,20	0,72	5,31	92,76	38,80	2,55	3,85	2,71	18,91	19,02	2,86	2,41

15.01.2020																				
Przed treningiem																				
Stanie swobodne																				
Kończyna dolna lewa											Kończyna dolna prawa									
Kierunek AP					Kierunek ML						Kierunek AP					Kierunek ML				
	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR
G.T	3,77	14,28	14,30	1,53	0,61	0,61	18,85	2,38	3,45	5,15	4,71	59,05	50,44	1,86	2,07	0,73	19,40	20,59	3,52	4,77
K.M.	3,97	13,12	17,44	1,34	0,59	0,58	17,59	3,07	3,52	5,27	4,02	41,36	33,82	1,98	1,94	0,52	19,86	12,25	3,79	6,33
K.N	3,97	13,12	17,44	1,34	0,59	0,58	17,59	3,07	3,52	5,27	4,02	41,36	33,82	1,98	1,94	0,52	19,86	12,25	3,79	6,33
K.S	3,25	13,67	17,44	1,34	0,59	0,47	15,57	3,07	3,52	5,27	3,98	50,44	33,82	1,98	1,94	0,74	20,59	12,25	3,79	6,33
M.K.	3,97	13,12	17,44	1,34	0,59	0,58	17,59	3,07	3,52	5,27	4,02	41,36	33,82	1,98	1,94	0,52	19,86	12,25	3,79	6,33
M.K.	2,64	12,15	13,90	1,60	0,78	0,42	17,82	2,52	3,95	6,72	3,66	35,39	17,44	2,11	1,54	0,40	20,00	2,46	3,79	8,32
M.Z.	3,91	13,02	18,00	1,32	0,55	0,56	18,17	3,27	3,65	5,17	3,29	30,14	30,14	2,03	1,46	0,46	16,39	16,39	3,86	5,87
N.M	3,70	13,07	14,42	1,40	0,62	0,57	18,34	2,81	3,41	5,13	4,35	30,49	16,28	1,82	1,15	0,75	24,22	3,56	3,45	5,30
N.M.	3,83	10,10	16,86	1,02	0,42	0,83	14,77	4,98	2,85	2,86	3,22	41,16	41,16	2,31	2,03	0,44	21,46	21,46	4,26	7,68
P.A	5,92	16,01	27,86	1,13	0,50	0,46	18,18	2,54	3,76	6,55	4,14	40,70	22,24	1,79	3,20	0,28	14,23	1,91	4,26	8,14
P.M.	3,97	13,12	17,44	1,34	0,59	0,58	17,59	3,07	3,52	5,27	4,02	41,36	33,82	1,98	1,94	0,52	19,86	12,25	3,79	6,33
S.W	3,97	13,12	16,71	1,38	0,67	0,58	17,59	3,00	3,56	5,28	4,02	41,36	59,05	1,97	2,10	0,52	19,86	19,40	3,36	4,23

15.01.2020																				
Przed treningiem																				
Pozycja startowa																				
Kończyna dolna lewa											Kończyna dolna prawa									
Kierunek AP					Kierunek ML						Kierunek AP					Kierunek ML				
	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR
G.T	3,38	16,27	15,44	1,65	0,85	4,21	15,65	28,02	1,20	0,69	9,08	197,32	31,94	2,26	3,71	4,80	60,75	18,31	1,88	1,03
K.M.	3,43	14,96	12,55	1,70	0,91	5,92	21,74	26,37	0,96	0,58	6,86	109,22	34,80	2,49	2,86	3,79	38,76	18,22	2,15	1,79
K.N	3,43	14,96	12,55	1,70	0,91	5,92	21,74	26,37	0,96	0,58	6,86	109,22	34,80	2,49	2,86	3,79	38,76	18,22	2,15	1,79
K.S	3,45	15,14	12,55	1,70	0,91	5,21	21,75	26,37	0,96	0,58	6,23	143,03	34,80	2,49	2,86	4,02	24,52	18,22	2,15	1,79
M.K.	3,43	14,96	12,55	1,70	0,91	5,92	21,74	26,37	0,96	0,58	6,86	109,22	34,80	2,49	2,86	3,79	38,76	18,22	2,15	1,79
M.K.	3,44	15,05	13,55	1,76	0,96	5,57	21,74	25,09	1,13	0,62	4,27	50,97	20,33	2,27	1,97	4,10	25,40	19,28	1,79	1,00
M.Z.	1,39	8,08	7,39	1,84	0,93	8,67	14,43	33,94	0,62	0,28	8,43	75,38	38,83	2,11	1,41	3,98	18,40	18,39	1,63	0,74
N.M	2,41	11,57	10,14	2,05	1,17	7,12	18,09	28,13	0,92	0,60	3,22	116,28	18,03	3,66	5,89	2,30	29,97	9,94	2,59	2,16
N.M.	1,90	9,83	7,23	2,04	1,08	7,89	16,26	19,00	1,00	0,59	9,65	89,80	50,97	2,16	1,49	6,26	33,54	32,99	1,71	0,86
P.A	3,44	14,63	16,63	1,11	0,68	6,35	23,26	30,22	0,81	0,58	8,06	91,73	40,78	2,21	1,99	1,49	44,14	7,39	2,94	4,70
P.M.	3,43	14,96	12,55	1,70	0,91	5,92	21,74	26,37	0,96	0,58	6,86	109,22	34,80	2,49	2,86	3,79	38,76	18,22	2,15	1,79
S.W	3,43	14,96	17,45	1,47	0,70	5,92	21,74	20,18	1,01	0,69	6,86	109,22	42,72	2,72	3,59	3,79	38,76	21,25	2,52	2,04

15.01.2020																				
Po treningu																				
Stanie sobodne																				
Kończyna dolna lewa											Kończyna dolna prawa									
Kierunek AP					Kierunek ML						Kierunek AP					Kierunek ML				
	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR
G.T	2,10	11,05	20,72	1,25	0,52	0,49	19,44	2,94	3,61	6,23	3,99	29,91	18,44	2,37	3,52	0,64	20,19	2,85	4,12	8,29
K.M.	3,65	13,55	17,01	1,43	0,64	0,58	18,59	3,10	3,51	5,68	3,78	37,72	16,95	2,05	1,90	0,60	20,95	3,15	3,59	6,45
K.N	3,65	13,55	17,01	1,43	0,64	0,58	18,59	3,10	3,51	5,68	3,78	37,72	16,95	2,05	1,90	0,60	20,95	3,15	3,59	6,45
K.S	4,24	11,85	17,01	1,43	0,64	0,50	17,15	3,10	3,51	5,68	3,31	64,60	16,95	2,05	1,90	0,49	25,55	3,15	3,59	6,45
M.K.	3,65	13,55	17,01	1,43	0,64	0,58	18,59	3,10	3,51	5,68	3,78	37,72	16,95	2,05	1,90	0,60	20,95	3,15	3,59	6,45
M.K.	4,16	14,51	20,96	1,28	0,56	0,67	19,19	3,70	3,45	5,25	3,77	30,65	17,23	2,14	1,34	0,47	21,27	2,90	3,59	7,16
M.Z.	3,64	15,42	15,86	1,55	0,67	0,44	21,99	2,30	3,92	7,98	3,37	27,91	14,99	2,05	1,42	0,41	22,18	2,25	4,36	9,78
N.M	3,46	15,31	15,77	1,61	0,71	0,57	18,02	3,27	3,32	5,35	3,79	54,17	18,42	1,93	2,52	0,81	20,27	4,20	3,09	4,81
N.M.	3,71	10,43	14,57	1,20	0,51	0,82	17,74	3,52	3,13	3,76	3,98	32,61	16,11	2,09	1,60	0,71	20,95	3,22	3,47	5,21
P.A	4,25	16,30	20,35	1,40	0,65	0,59	16,59	3,17	3,33	4,62	4,25	24,16	15,82	1,85	1,71	0,71	16,23	3,18	3,06	4,79
P.M.	3,65	13,55	17,01	1,43	0,64	0,58	18,59	3,10	3,51	5,68	3,78	37,72	16,95	2,05	1,90	0,60	20,95	3,15	3,59	6,45
S.W	3,65	13,55	10,84	1,74	0,84	0,58	18,59	2,81	3,82	6,54	3,78	37,72	17,61	1,93	1,20	0,60	20,95	3,47	3,45	5,09

15.01.2020																				
Po treningu																				
Pozycja startowa																				
Kończyna dolna lewa											Kończyna dolna prawa									
Kierunek AP					Kierunek ML						Kierunek AP					Kierunek ML				
	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR
G.T	4,40	15,81	10,01	2,27	1,55	5,53	16,26	26,21	1,30	0,81	4,02	88,40	23,45	2,51	4,98	3,90	35,71	17,92	1,85	0,99
K.M.	2,79	14,77	14,52	1,78	1,05	6,64	22,36	31,09	0,97	0,59	6,63	94,59	34,74	2,31	3,21	4,17	28,75	21,53	2,00	1,41
K.N	2,79	14,77	14,52	1,78	1,05	6,64	22,36	31,09	0,97	0,59	6,63	94,59	34,74	2,31	3,21	4,17	28,75	21,53	2,00	1,41
K.S	1,91	17,69	14,52	1,78	1,05	4,43	22,40	31,09	0,97	0,59	3,93	116,14	34,74	2,31	3,21	2,98	18,38	21,53	2,00	1,41
M.K.	2,79	14,77	14,52	1,78	1,05	6,64	22,36	31,09	0,97	0,59	6,63	94,59	34,74	2,31	3,21	4,17	28,75	21,53	2,00	1,41
M.K.	2,79	17,03	14,96	1,81	1,00	5,50	22,77	24,29	1,15	0,67	8,33	51,37	36,48	1,82	1,01	6,65	31,61	30,26	1,64	0,80
M.Z.	1,11	10,42	7,03	2,32	1,50	6,33	25,86	29,02	1,07	0,68	7,90	59,86	40,39	2,05	1,27	4,66	22,99	23,77	1,59	0,82
N.M	3,91	13,90	17,77	1,35	0,57	9,54	21,29	42,24	0,69	0,38	3,66	192,30	22,14	2,97	8,64	2,20	28,12	10,43	2,44	2,04
N.M.	1,41	13,67	8,76	2,35	1,54	5,71	22,47	26,55	1,05	0,63	10,46	87,40	59,67	2,06	1,33	6,89	36,64	39,37	1,67	0,87
P.A	4,01	14,88	21,52	0,99	0,59	9,45	25,49	44,47	0,71	0,46	8,12	66,63	40,76	2,00	1,45	1,91	27,82	9,83	2,46	2,74
P.M.	2,79	14,77	14,52	1,78	1,05	6,64	22,36	31,09	0,97	0,59	6,63	94,59	34,74	2,31	3,21	4,17	28,75	21,53	2,00	1,41
S.W	2,79	14,77	21,60	1,36	0,60	6,64	22,36	24,82	0,85	0,48	6,63	94,59	20,32	2,74	3,81	4,17	28,75	19,10	2,36	1,64

19.11.2020																				
Przed treningiem																				
Stanie swobodne																				
Kończyna dolna lewa											Kończyna dolna prawa									
Kierunek AP					Kierunek ML					Kierunek AP					Kierunek ML					
SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	
G.T	2,90	18,44	12,41	2,86	1,21	2,41	17,31	12,93	1,21	3,69	2,57	24,77	15,26	1,58	0,75	0,39	23,26	2,59	3,26	4,58
K.M.	3,59	19,67	12,71	1,62	1,10	1,31	16,18	5,68	4,34	5,26	3,07	18,50	22,07	1,73	0,49	0,36	20,26	2,26	3,99	4,09
K.N	3,59	19,67	12,71	1,62	1,10	1,31	16,18	5,68	4,34	5,26	3,07	18,50	22,07	1,73	0,49	0,36	20,26	2,26	3,99	4,09
K.S	2,74	17,63	12,71	1,62	1,10	2,61	17,66	5,68	4,34	5,26	3,64	14,12	22,07	1,73	0,49	0,48	13,26	2,26	3,99	4,09
M.K.	3,59	19,67	12,71	1,62	1,10	1,31	16,18	5,68	4,34	5,26	3,07	18,50	22,07	1,73	0,49	0,36	20,26	2,26	3,99	4,09
M.K.	3,59	19,67	12,71	1,62	1,10	1,31	16,18	5,68	4,34	5,26	3,07	18,50	22,07	1,73	0,49	0,36	20,26	2,26	3,99	4,09
M.Z.	3,25	17,85	3,25	2,11	1,13	2,50	16,97	2,50	1,13	3,08	5,22	15,42	22,07	1,21	0,49	0,50	12,38	2,26	3,48	4,09
N.M	3,82	18,19	17,81	0,76	0,76	0,37	12,37	1,98	5,36	5,36	2,89	16,43	13,62	1,89	0,91	0,47	15,54	2,59	3,65	5,22
N.M.	3,22	17,76	15,13	1,11	1,11	3,16	18,26	16,28	3,88	3,88	4,61	18,83	24,28	1,45	0,65	0,44	26,16	2,84	3,82	9,57
P.A	5,92	22,15	27,17	0,61	0,61	0,39	16,56	2,21	6,73	6,73	3,03	15,98	11,77	1,75	0,86	0,30	18,39	1,78	5,08	9,75
P.M.	2,09	21,81	10,33	1,67	1,67	0,24	16,38	1,48	10,82	10,82	2,26	16,50	11,05	2,09	1,16	0,19	17,94	1,11	4,96	14,80
S.W	3,59	19,67	2,90	2,23	1,22	1,31	16,18	2,41	1,22	3,26	3,07	18,50	12,83	2,12	1,65	0,36	20,26	2,36	3,66	9,53

19.11.2020																				
Przed treningiem																				
Pozycja startowa																				
Kończyna dolna lewa											Kończyna dolna prawa									
Kierunek AP					Kierunek ML					Kierunek AP					Kierunek ML					
SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	
G.T	2,80	18,12	13,68	1,87	1,18	2,30	17,05	12,42	2,24	4,07	14,02	336,76	23,71	2,63	1,01	5,13	73,92	11,36	2,66	0,90
K.M.	2,61	14,95	12,81	1,83	1,19	5,04	19,70	21,86	1,52	1,96	7,28	146,98	24,85	2,44	0,91	3,26	38,96	6,51	2,58	2,10
K.N	2,61	14,95	12,81	1,83	1,19	5,04	19,70	21,86	1,52	1,96	7,28	146,98	24,85	2,44	0,91	3,26	38,96	6,51	2,58	2,10
K.S	2,94	17,86	12,81	1,83	1,19	2,49	17,79	21,86	1,52	1,96	4,07	66,26	24,85	2,44	0,91	1,97	26,69	6,51	2,58	2,10
M.K.	2,61	14,95	12,81	1,83	1,19	5,04	19,70	21,86	1,52	1,96	7,28	146,98	24,85	2,44	0,91	3,26	38,96	6,51	2,58	2,10
M.K.	2,61	14,95	12,81	1,83	1,19	5,04	19,70	21,86	1,52	1,96	7,28	146,98	24,85	2,44	0,91	3,26	38,96	6,51	2,58	2,10
M.Z.	2,96	18,08	<b>13,53</b>	1,87	1,15	2,40	17,10	<b>11,82</b>	2,33	3,36	5,13	62,05	24,85	2,40	0,91	1,09	20,59	6,51	3,11	2,10
N.M	1,89	14,74	11,09	1,53	0,84	4,92	19,21	24,42	0,88	0,64	5,50	57,14	29,40	2,15	0,74	2,10	22,57	11,44	2,34	1,05
N.M.	1,25	15,10	6,23	2,39	2,09	4,44	21,51	21,14	1,27	0,79	7,50	155,71	43,33	2,05	1,15	5,62	22,24	31,70	1,30	0,43
P.A	4,61	13,76	22,71	1,07	0,48	8,51	20,45	47,76	0,66	0,39	6,02	121,73	30,75	2,60	1,50	1,99	39,91	10,18	2,69	1,52
P.M.	2,49	13,05	9,59	2,12	1,36	5,03	20,26	23,99	0,98	0,62	3,37	63,56	16,97	2,61	1,11	1,44	36,16	7,68	3,20	2,24
S.W	2,61	14,95	12,81	1,96	1,23	5,04	19,70	11,47	2,29	3,84	7,28	146,98	70,77	2,63	1,94	3,26	38,96	24,90	2,76	1,22

19.11.2020																				
Po treningu																				
Stanie swobodne																				
	Kończyna dolna lewa										Kończyna dolna prawa									
	Kierunek AP					Kierunek ML					Kierunek AP					Kierunek ML				
	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR
G.T	3,40	12,80	19,43	1,52	0,78	0,55	8,43	2,91	3,06	3,84	3,32	22,15	16,67	1,72	0,85	0,44	21,86	2,37	3,55	6,39
K.M.	4,36	18,13	19,43	1,52	0,78	0,51	11,57	2,91	3,06	3,84	3,34	18,14	16,67	1,72	0,85	0,42	16,69	2,37	3,55	6,39
K.N	4,36	18,13	19,43	1,52	0,78	0,51	11,57	2,91	3,06	3,84	3,34	18,14	16,67	1,72	0,85	0,42	16,69	2,37	3,55	6,39
K.S	3,40	21,42	19,43	1,52	0,78	0,55	14,55	2,91	3,06	3,84	3,66	21,40	16,67	1,72	0,85	0,47	20,50	2,37	3,55	6,39
M.K.	4,36	18,13	19,43	1,52	0,78	0,51	11,57	2,91	3,06	3,84	3,34	18,14	16,67	1,72	0,85	0,42	16,69	2,37	3,55	6,39
M.K.	4,36	18,13	19,43	1,52	0,78	0,51	11,57	2,91	3,06	3,84	3,34	18,14	16,67	1,72	0,85	0,42	16,69	2,37	3,55	6,39
M.Z.	3,94	17,58	19,34	1,28	0,57	0,53	11,21	3,58	2,64	2,10	3,28	18,46	18,11	1,78	0,83	0,45	17,14	2,60	3,27	5,25
N.M	6,57	16,94	11,28	2,32	1,60	0,57	10,13	1,59	3,98	8,21	3,75	15,85	15,62	1,51	0,69	0,39	14,26	1,99	3,43	5,87
N.M.	2,29	23,09	14,94	1,34	0,60	0,29	14,96	2,99	2,94	2,67	2,25	15,13	15,03	1,94	1,05	0,40	12,14	2,64	4,15	7,85
P.A	6,57	16,94	28,39	1,07	0,41	0,57	10,13	2,77	2,87	2,88	3,75	15,85	15,62	1,51	0,69	0,39	14,26	1,99	3,43	5,87
P.M.	4,36	18,13	19,43	1,52	0,78	0,51	11,57	2,91	3,06	3,84	3,34	18,14	16,67	1,72	0,85	0,42	16,69	2,37	3,55	6,39
S.W	4,36	18,13	23,19	1,59	0,72	0,51	11,57	3,59	2,84	3,36	3,34	18,14	18,97	1,84	0,96	0,42	16,69	2,65	3,49	7,09

19.11.2020																				
Po treningu																				
Pozycja startowa																				
	Kończyna dolna lewa										Kończyna dolna prawa									
	Kierunek AP					Kierunek ML					Kierunek AP					Kierunek ML				
	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR	SD	MV	RA	SE	FR
G.T	1,17	9,79	13,51	1,56	0,89	6,33	18,80	28,75	0,82	0,46	6,79	72,78	41,99	3,84	2,30	5,91	25,50	25,68	2,18	2,15
K.M.	3,27	12,38	13,51	1,56	0,89	6,75	19,00	28,75	0,82	0,46	8,97	123,58	41,99	3,84	2,30	4,06	34,94	25,68	2,18	2,15
K.N	3,27	12,38	13,51	1,56	0,89	6,75	19,00	28,75	0,82	0,46	8,97	123,58	41,99	3,84	2,30	4,06	34,94	25,68	2,18	2,15
K.S	5,06	13,89	13,51	1,56	0,89	5,70	13,44	28,75	0,82	0,46	16,79	361,06	41,99	3,84	2,30	8,00	74,27	25,68	2,18	2,15
M.K.	3,27	12,38	13,51	1,56	0,89	6,75	19,00	28,75	0,82	0,46	8,97	123,58	41,99	3,84	2,30	4,06	34,94	25,68	2,18	2,15
M.K.	3,27	12,38	13,51	1,56	0,89	6,75	19,00	28,75	0,82	0,46	8,97	123,58	41,99	3,84	2,30	4,06	34,94	25,68	2,18	2,15
M.Z.	2,78	11,36	6,45	1,59	0,80	6,51	18,28	28,53	0,74	0,39	8,92	127,35	28,84	2,10	2,01	4,23	34,93	37,72	2,71	2,14
N.M	4,40	13,07	9,84	2,14	1,34	8,75	21,17	21,41	1,02	0,61	7,67	66,83	30,37	8,21	1,31	1,23	28,89	17,34	1,60	0,78
N.M.	1,85	13,07	6,32	2,22	1,41	4,43	21,17	26,35	0,88	0,51	5,98	46,60	38,60	2,67	1,87	3,73	17,18	32,85	1,45	0,73
P.A	4,40	13,07	20,62	0,88	0,48	8,75	21,17	40,00	0,63	0,39	7,67	66,83	35,39	2,88	2,02	1,23	28,89	6,86	3,12	5,02
P.M.	3,27	12,38	13,51	1,56	0,89	6,75	19,00	28,75	0,82	0,46	8,97	123,58	41,99	3,84	2,30	4,06	34,94	25,68	2,18	2,15
S.W	3,27	12,38	24,34	0,99	0,45	6,75	19,00	27,47	0,81	0,38	8,97	123,58	76,75	3,36	4,28	4,06	34,94	33,63	2,04	2,08



Lp.	Zawodnik/zawodniczka	r. ur.	Płeć	Rekordy życiowe	Najważniejsze sukcesy
1	G.T.	2001	K	500m-43,053 1000m-1:29,476 1500m-2:23,162	Uczestniczka MŚ i ME, Multimedalistka Mistrzostw Polski
2	K.G	2000	M	500m-443,169 1000m-1:29,655 1500m-2:18,247	Reprezentant Polski, uczestnik EYOF
3	K.M.	1999	K	500m- 45,372 1000m-1:33,720 1500m-2:32,692	Miejsca w pierwszej trzydziestce podczas zawodów Pucharu Świata w sezonie 2018/2019
4	K.N.	1996	M	500m-42,040 1000m-1:26,405 1500m-2:15.273	Uczestnik zawodów Pucharu Świata, medalista Mistrzostw Polski
5	K.S.	2000	K	500m- 42,311 1000m-1:27,542 1500m-2:21,087	Występy w pucharze świata, rekordzistka Polski w sztafecie, multimedalistka MP, Olimpijka z Pekinu
6	Ł.K.	1999	M	500m-40,286 1000m-1:24,153 1500m-2:157,936	Uczestnik zawodów Pucharu Świata, Medalista Mistrzostw Europy, Multimedalista Mistrzostw Polski
7	M.K.	2002	M	500m-41,023 1000m-1:25.897 1500m-2:14,880	Rekordzista Polski na 1500m, reprezentant polski
8	M.W.	1997	K	500m-43,597 1000m-1:30,263 1500m-2:20,032	Uczestniczka ZIO w Pyeongchang Multimedalistka MP, uczestniczka zawodów z cyklu Pucharu Świata
9	M.Z.	2004	K	500m-44,364 1000m-1:32,753 1500m-2:27,748	Multimedalistka Mistrzostw Polski, uczestniczka zawodów Pucharu Świata
10	N.M.	1995	K	500m- 4,598 1000m-1:27,391 1500m-2:24,462	Uczestniczka ZIO w Pyeonchang 2018 i Pekinu Multimedalistka Mistrzostw Polski, wicemistrzyni świata na 500m (Montreal 2018), rekordzistka polski na 500m i w sztafecie.
11	N.M.	1995	K	500m- 42,510 1000m-1:31,521 1500m-2:28,099	Miejsca w pierwszej dwudziestce podczas zawodów Pucharu Świata w sezonie 2018/2019, rekordzistka Polski w sztafecie
12	P.A.	1999	M	500m-41,708 1000m-1:25.944 1500m-2:15.457	Uczestnik zawodów Pucharu Świata, Medalista Mistrzostw Europy, Multimedalista Mistrzostw Polski
13	P.M	1988	K	500m- 42,269 1000m-1:30,698 1500m-2:25,586	Uczestniczka ZIO w Vancouver, Soczi i Pekinie trzykrotna brązowa medalistka, oraz wicemistrzyni i mistrzyni Europy w latach 2011-2015. Rekordzistka Polski w sztafecie
14	R.A.	1999	M	500m-40,909 1000m-1:24,851 1500m-2:14,987	Multimedalista MP, uczestników zawodów Pucharu Świata
15	S.W.	1994	M	500m-41,504 1000m-1:26.641 1500m-2:15.665	Uczestnik zawodów Pucharu Świata