

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO im. POLSKICH
OLIMPIJCZYKÓW WE WROCŁAWIU
WYDZIAŁ FIZJOTERAPII

Karolina Mojza

OCENA STANU FUNKCJONALNEGO I JAKOŚCI
RUCHU ARTROKINEMATYCZNEGO
U SPORTOWCÓW Z PRZEWLEKŁĄ
NIESTABILNOŚCIĄ STAWU SKOKOWEGO

Rozprawa doktorska wykonana w Zakładzie Fizjoterapii w Neurologii
i Pediatrii Akademii Wychowania Fizycznego im. Polskich Olimpijczyków
we Wrocławiu

Promotor:
Prof. dr hab. inż. Michał Kuczyński

Promotor pomocniczy:
dr hab. Dawid Bączkiewicz, prof. Uczelni

WROCŁAW 2023

Spis treści

I	WSTĘP	4
	I 1. Przewlekła niestabilność stawu skokowego	4
	I 2. Równowaga, stabilność oraz stabilografia	9
	I 3. Jakości ruchu artrokinematycznego i sposoby jego oceny	13
	I 4. Subiektywna ocena stanu funkcjonalnego	16
	I 5. Podsumowanie aktualnego stanu wiedzy	18
II	CEL PRACY	20
III	PYTANIA BADAWCZE	20
IV	MATERIAŁ I METODY BADAWCZE	21
	IV 1. Materiał badawczy	21
	IV 2. Metody badawcze	23
	IV 3. Metody statystyczne	27
V	WYNIKI	29
	V 1. Równowaga w warunkach statycznych	29
	V 2. Równowaga w warunkach dynamicznych	29
	V 3. Ocena jakości ruchu artrokinematycznego	30
	V 4. Subiektywna ocena stanu funkcjonalnego	37
	V 5. Związki występujące między równowagą, subiektywną oceną jakości ruchu artrokinematycznego oraz sygnałem wibroartrograficznego	40
VI	DYSKUSJA	43
	VI 1. Badanie równowagi w warunkach statycznych i dynamicznych	43
	VI 2. Ocena jakości ruchu artrokinematycznego	47
	VI 3. Subiektywna ocena stanu funkcjonalnego badanych	49
	VI 4. Ocena zależności występujących pomiędzy analizowanymi parametrami	49
	VI 5. Ograniczenia pracy	51
VII	WNIOSKI	53
VIII	PIŚMIENICTWO	54
	STRESZCZENIE	63
	ABSTRACT	66

SPIS TABEL	69
SPIS RYCIN	70

I WSTĘP

I 1. Przewlekła niestabilność stawu skokowego

Skręcenia stawu skokowo-goleniowego (zwanego dalej stawem skokowym) są jednym z najczęstszych urazów w obrębie kończyny dolnej i dotyczą całego kompleksu stawu skokowego (Delahunt i wsp., 2018; Elsotohy i wsp., 2021; Golditz i wsp., 2016; Gribble i wsp., 2016; Pawik i wsp., 2022; Watabe i wsp., 2022; Watanabe i wsp., 2023). Występuje zarówno u sportowców jak i osób rekreacyjnie podejmujących aktywność fizyczną. Szacuje się, że skręcenia stawu skokowego doświadczyło nawet do 70% populacji (Delahunt i wsp., 2018; Herzog i wsp., 2019; Lin i wsp., 2022). Uraz ten ma tendencję do nawracania nawet u 34% osób, a u sportowców, szczególnie w sportach wysokiego ryzyka (np. koszykówce), ryzyko ponownego skręcenia wzrasta nawet do 73% (Delahunt, 2007; Martin i wsp., 2013; Watabe i wsp., 2022). Niestety uraz ten często bywa bagatelizowany i nieleczony, a to z kolei prowadzi do zaburzeń biomechaniki stawu, powtarzających się mikrourazów chrząstki, dolegliwości bólowych oraz może prowadzić do szybszego wystąpienia choroby zwyrodnieniowej stawu (Dallinga i wsp., 2016; Delahunt i wsp., 2018; Herzog i wsp., 2019; Hoch i wsp., 2023; Ikoma i wsp., 2020; Kim i wsp., 2019; Kobayashi i Gamada, 2014; Lee i wsp., 2015; Wijnhoud i wsp., 2022).

Boczne skręcenie stawu skokowego, zwane również inwersyjnym, jest najczęstszym typem skręcenia. Dochodzi do niego podczas nadmiernej supinacji tyłostopia oraz rotacji wewnętrznej przodostopia podczas chodu, biegu, schodzenia po schodach czy w trakcie lądowania podczas skoku. Powoduje to napięcie bocznych więzadeł stawu skokowego, natomiast gdy działające siły rozciągające więzadło przekroczą jego wytrzymałość tkankową dochodzi do uszkodzenia (rycina 1). Więzadłem, które uszkodzane jest najczęściej podczas bocznego skręcenia jest więzadło strzałkowo-skokowe przednie, co może prowadzić do zwiększenia rotacji zewnętrznej tyłostopia. Ponadto w wyniku urazu dochodzi do uszkodzenia torebki stawowej. W przypadku poważnych skręceń może dojść do uszkodzenia więzadła strzałkowo-piętowego oraz więzadeł strzałkowo-skokowego tylnego (Al-Mohrej i Al-Kenani, 2017; Delahunt i wsp., 2018; Hertel, 2002; Gribble i wsp., 2016; Richie, 2001; Stefaniak i wsp., 2022).



Rycina 1. Mechanizm inwersyjnego skręcenia stawu skokowego (Al-Mohrej i Al-Kenani, 2017)

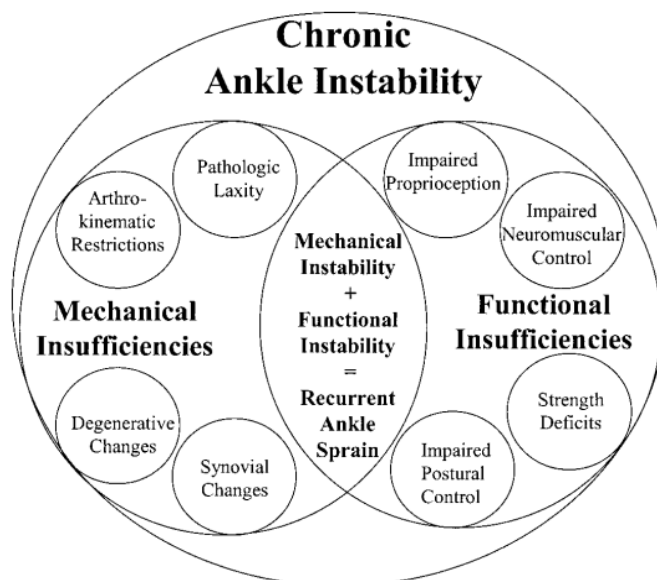
W wyniku skręcenia dochodzi do uszkodzenia mechanoreceptorów znajdujących się w torebce stawu i więzadłach. Uszkodzenie tych struktur prowadzi do zaburzeń w przekazywaniu informacji proprioceptywnych, a to z kolei może wiązać się z nieprawidłową lub niedostateczną reakcją na działający bodziec destabilizujący. Pogarsza się również czucie pozycji stawu (Al-Mohrej i Al-Kenani, 2017; Delahunt, 2007; Delahunt i wsp., 2018; Gribble i wsp., Hertel, 2002; 2016; Richie, 2001). Kolejne deficyty związane są z mięśniami odpowiedzialnymi za stabilizację stawu. W wyniku urazu dochodzi do zmiany ich właściwości mechanicznych (napięcia i sztywności) (Serra-Añó i wsp., 2021; Stefaniak i wsp., 2022). Badania pokazują, także, że w wyniku skręcenia dochodzi do opóźnienia czasu reakcji mięśni strzałkowych, które pełnią kluczową rolę przeciwdziałając nadmiernej supinacji. Deficyty powstałe w wyniku skręcenia, tj. zaburzenia w przekazywaniu informacji proprioceptywnych, obniżenie siły mięśniowej, czy wydłużenie czasu reakcji mięśni powodują zaburzenia w procesie utrzymywania równowagi. To z kolei zwiększa ryzyko ponownego urazu oraz wystąpienia niestabilności stawu (Delahunt, 2007; Delahunt i wsp., 2018; Gribble i wsp., 2016; Hertel, 2002; Hung, 2015; Martin i wsp., 2013; Richie, 2001; Watanabe i wsp., 2023).

Niestabilność stawu skokowego dzieli się na mechaniczną (ang. *mechanical ankle instability*, MAI) i funkcjonalną (ang. *functional ankle instability*, FAI), ale często jest to wypadkowa obu komponentów. MAI wiąże się z zaburzeniem mechaniki stawu:

naciągnięciami, naderwaniami oraz zerwaniami więzadeł, zmianami i/lub uszkodzeniami w obrębie więzozrostu piszczelowo-strzałkowego oraz uszkodzeniami innych struktur o obrębie kompleksu stawu skokowego ((Bonnel i wsp., 2010; Delahunt, 2007; Gutierrez i wsp., 2009; Hertel, 2002; Kobayashi i Gamada, 2014; Richie, 2001). Długoterminowo może doprowadzić do deformacji kostnych. FAI opisywana jest jako uczucie „uciekania stawu” (ang. „*giving way*”). Wynika ona z uszkodzenia mechanoreceptorów znajdujących się okołostawowych tkankach miękkich i wiążących się z tym zaburzeń w przekazywaniu proprioceptywnej informacji zwrotnej ze struktur stawowych oraz ścięgien i mięśni. MAI i FAI nie zawsze występują jednocześnie, jednak długotrwała niestabilność funkcjonalna może doprowadzić do powstania niestabilności mechanicznej i odwrotnie, długotrwała niestabilność mechaniczna może spowodować powstanie niestabilności funkcjonalnej. Zarówno MAI jak i FAI mogą doprowadzić do powstania przewlekłej niestabilności stawu skokowego (ang. *chronic ankle instability*, CAI) (Bonnel i wsp., 2010; Delahunt, 2007; Delahunt i wsp., 2018; Gribble i wsp., 2016; Gutierrez i wsp., 2009; Hertel, 2002; Hung, 2015; Kobayashi i Gamada, 2014; Richie, 2001).

Pierwsze prace zajmujące się problematyką CAI dzieliły uczestników badań na dwie grupy: osoby z zaburzeniami obserwowanymi podczas badania fizykalnego oraz osoby zgłaszające subiektywne problemy ze stawem skokowym. Freeman jako pierwszy nazwał owe subiektywne symptomy niestabilnością funkcjonalną (Freeman, 1965; Freeman i wsp., 1966; Hiller i wsp., 2011). Przez bardzo długi czas nie istniała uznawana powszechnie definicja FAI. Evans i wsp. (1984) opisywali ją jako subiektywne uczucie osłabienia stawu skokowego. Lentell i wsp. (1990) poszerzyli tę definicję o ból i uczucie występowania osłabienia funkcjonalnego w porównaniu do stanu sprzed urazu. Tropp i wsp. (1985) opisali FAI jako ruchomość stawu w granicach normy, ale będącą poza dobrowolną kontrolą. Inni dodawali również „uciekanie stawu”, nawracanie skręceń, obrzęk stawu (Hiller i wsp., 2011). Tak różne definicje FAI, będącej częścią CAI, powodowały włączanie do badań osób z różnymi symptomami, a to z kolei powodowało brak zbieżności w uzyskiwanych wynikach. W 2002 r. Hertel zaproponował model, który uwzględniał grupę deficytów funkcjonalnych (odpowiadających FAI) oraz strukturalnych (odpowiadających MAI) (Hertel, 2002). Obie grupy deficytów nie wykluczają się nawzajem, lecz mogą się na siebie nakładać, co istotnie podnosi ryzyko wystąpienia ponownego skręcenia (rycina 2). Warto

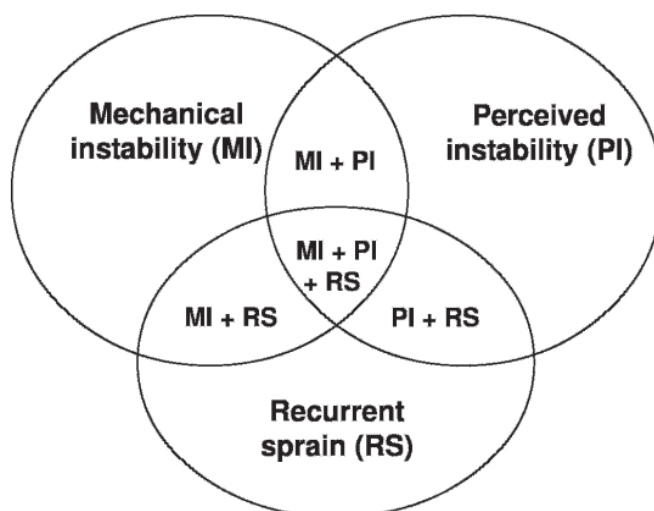
zauważyć, że przy stosowaniu tego modelu zdarzały się przypadki kiedy mimo nakładania się deficytów strukturalnych i funkcjonalnych nie dochodziło do ponownego skręcenia.



Rycina 2. Model przewlekłej niestabilności stawu skokowego zaproponowany przez Hertla obrazujący nakładanie się zaburzeń funkcjonalnych oraz mechanicznych prowadzących do nawracających skręceń stawu skokowego (Hertel 2002)

Model przedstawiony przez Hertla nie był doskonały, dlatego w 2011 r. Hiller i wsp. zaproponowali jego zmodyfikowaną wersję (Hiller i wsp., 2011). Uwzględnił on nadal grupę deficytów funkcjonalnych oraz strukturalnych, ale nawracające skręcenia zostały dodane jako osobna kategoria. Ponadto model poszerzony został o podgrupy zawierające różne kombinacje głównych deficytów (rycina 3). Pozwoliło to na lepsze klasyfikowanie osób z CAI, którzy według modelu Hertla nie zostaliby zakwalifikowani do grupy CAI.

Mimo poszerzonego modelu Hiller, CAI nadal pozostawało nie w pełni zdefiniowane i przypisywano mu następujące symptomy: „uciekanie stawu”, niestabilność mechaniczną, ból, obrzęk, osłabienie siły mięśniowej, nawracające skręcenia oraz obniżenie poziomu podejmowanej aktywności fizycznej. Skutkowało to wciąż zauważalnymi rozbieżnościami w doborze badanych grup, ponieważ nie zawsze uwzględniano wszystkie z wymienionych symptomów (Delahunt, 2007; Huurnink i wsp., 2014; Kobayashi i Gamada, 2014; McKeon i wsp., 2008; Wikstrom i wsp., 2012).



Rycina 3. Model przewlekłej niestabilności stawu skokowego zaproponowany przez Hiller obrazujący niestabilność mechaniczną, funkcjonalną i nawracające skręcenia oraz możliwe podgrupy deficytów (Hiller i wsp., 2011)

Te wydawałoby się niewielkie rozbieżności powodowały jednak uzyskiwanie nieco odmiennych wyników, co powodowało trudności w porównywaniu badań. Dopiero w 2014 r. International Ankle Consortium wprowadziło ujednolicone kryteria diagnostyczne przewlekłej niestabilności stawu skokowego na potrzeby prowadzenia badań naukowych (Gribble i wsp., 2014). Biorą one pod uwagę heterogeniczność grupy jaką tworzą osoby z CAI i możliwość występowania szerokiego spektrum zaburzeń. Uwzględniają one historię urazów uczestnika badań, nawracanie skręcenia, uczucie niestabilności czy „uciekania stawu”, objawy stanu zapalnego (tj. ból czy obrzęk) oraz subiektywną ocenę uczestników. Tak dobrane kryteria pozwolą na usystematyzowanie badanej grupy.

W 2019 r. Hertel i Corbett zaproponowali zaktualizowany model przewlekłej niestabilności stawu skokowego. Uwzględnia on szerokie spektrum deficytów jakich klinicysta można spodziewać się u osób z CAI. Są to: pierwotne uszkodzenia tkanek okołostawowych, zaburzenia biomechaniczne, zaburzenia sensoryczne oraz zaburzenia motoryczne. Nie wszystkie z wymienionych powyżej zaburzeń będą występować u każdej osoby z CAI. Najczęściej spotykana będzie kombinacja części deficytów. Model ten jeszcze dokładniej pokazuje jak heterogeniczną grupę stanowią osoby z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego. Zaprezentowane najnowsze wytyczne mają charakter *stricte* kliniczny

i nie są wykorzystywane w badaniach naukowych. Na potrzeby prac badawczych stosuje się kryteria CAI z 2014 r.

Deficyty występujące u osób z CAI można oceniać na wiele sposobów. Szeroko pojęte zaburzenia mechaniczne można oceniać przy pomocy zdjęć rentgenowskich, rezonansu magnetycznego, badania ultrasonograficznego, czy testów manualnych. Jednym z najnowszych sposobów oceny tych deficytów jest wibroartrografia (VAG) – nieinwazyjna metoda pozwalająca ocenić jakość ruchu artrokinematycznego, a pośrednio szacować uszkodzenia w obrębie środowiska biomechanicznego stawu. Do oceny deficytów funkcjonalnych (obejmujących szerokie spektrum zaburzeń) stosuje się metody zarówno subiektywne, jak i obiektywne. Jedną z metod obiektywnych jest ocena równowagi, która badana może być w warunkach statycznych i dynamicznych oraz z wykorzystaniem różnych platform. Badania te wykonywane są zazwyczaj w staniu jednonóż, gdyż jest to jedna z czynności pozwalających na ocenę kontroli nerwowo-mięśniowej w obrębie stawu skokowego (Delahunt i wsp., 2018; Leumann i wsp., 2010; Linens i wsp., 2014). Do metod subiektywnych zalicza się natomiast kwestionariusze, w których badany sam ocenia swój stan funkcjonalny. Przykładami takich kwestionariuszy są: Foot and Ankle Disability Index, Cumberland Ankle Instability Tool, Foot and Ankle Ability Measure, Ankle Instability Instrument (Delahunt i wsp., 2018; Hale i Hertel, 2005; Hiller i wsp., 2006; McKeon i wsp., 2008; Mojza i wsp., 2018). Odpowiednia diagnostyka występujących deficytów oraz dobranie na jej podstawie właściwego programu fizjoterapii u osób z CAI jest niezwykle ważne. Jak pokazują badania osoby z tej grupy (szczególnie w średnim i starszym wieku) często zmagają się z zaburzeniami funkcjonalnymi, co powoduje zmiany w podejmowanej aktywności, a to zaś przekłada się na pogorszenia jakości ich życia (Al Mahrouqi i wsp., 2020; Kosik i wsp., 2020).

I 2. Równowaga, stabilność oraz stabilografia

Mechanizmy kontroli równowagi są niezbędne do utrzymania wyprostowanej postawy ciała a więc podczas czynności dnia codziennego, uprawiania sportu, czy do prawidłowego rozwoju motorycznego. Równowagę definiuje się jako utrzymywanie rzutu środka masy ciała (ang. *center of mass*, COM) wewnątrz powierzchni podparcia, która

wyznaczana jest (w przybliżeniu) przez obrys stóp. Proces ten wymaga współpracy układów: somatosensorycznego, wertybularnego oraz wzrokowego (Kuczyński, 2003; Kuczyński i wsp., 2012). Stan ten jest jednak trudny do utrzymania ze względu na wielosegmentową budowę ciała, jego wysokość oraz stosunkowo małą powierzchnię podparcia, co sprawia, że w warunkach statycznych postawa jest niestabilna. Kontrola równowagi polega więc na statycznym i dynamicznym równoważeniu sił działających na ciało oraz ich momentów, dzięki pobudzaniu odpowiednich grup mięśniowych (Błaszczyk i Czerwosz, 2005).

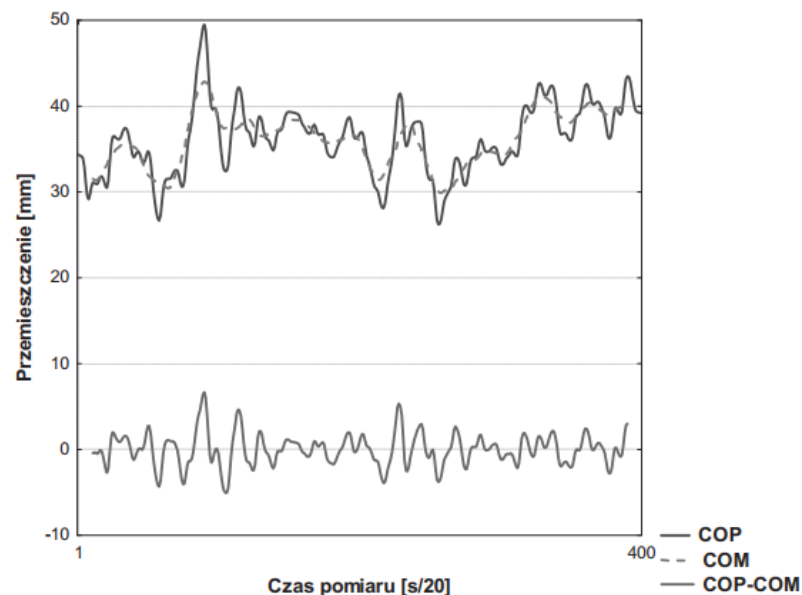
Stabilność jest pojęciem szerszym niż równowaga i określa zdolność człowieka do odzyskiwania równowagi. Polega ona na aktywnym przywracaniu właściwej pozycji ciała, która została utracona w wyniku działania czynnika destabilizującego. Dotyczy głównie szybkości reakcji i podejmowania decyzji oraz umiejętności analizowania informacji o stanie ciała oraz sprawności układu ruchu. Do czynników destabilizujących zalicza się zarówno własną aktywność ruchową, jak i siły zewnętrzne pochodzące z otoczenia (Kuczyński, 2003). Stabilność posturalna łączy w sobie stabilność funkcjonalną i strukturalną, gdyż podejmowanie jakiegokolwiek aktywności ruchowej wiąże się zarówno ze zmianami w strukturach sterowania, jak również wymaga odpowiedniej odpowiedzi na zaistniały czynnik destabilizujący. Nawet niewielkie przemieszczenia COM prowadzą do uruchomienia odpowiedzi motorycznej pozwalającej, poprzez napięcie odpowiedniej grupy mięśniowej, na powrót do stanu równowagi. Do utrzymywania pionowej postawy niezbędne jest niewielkie, stałe napięcie m.in. mięśni kompleksu stawu skokowego (Błaszczyk, 2004).

Z pojęciem stabilności oraz przedstawieniem postawy jako odwróconego wahadła związane są strategie ruchowe, pozwalające na odzyskanie równowagi. Pierwsza z nich to strategia stawu skokowego. Występuje przy nieznacznych zaburzeniach równowagi spowodowanych perturbacjami w płaszczyźnie strzałkowej (przód-tył) i powoduje napięcie mięśni w okolicy stawu skokowego. Druga strategia to strategia stawu biodrowego, która uruchamiana jest poprzez napięcie mięśni w okolicy stawów biodrowych. Ostatnią z głównych strategii odzyskiwania równowagi jest strategia kroku. Występuje przy znacznych perturbacjach i polega na wykonaniu wykroku powstrzymującego ciało przed upadkiem (Błaszczyk, 2004; Creath i wsp., 2008; Horak, 1987). Warto wspomnieć tu o specyficznej strategii, jaką jest korekcja antycypacyjna stosowana, kiedy możliwe jest

przewidzenie jaki będzie skutek działania czynnika destabilizującego. Polega ona na wcześniejszym napięciu odpowiednich grup mięśniowych w celu przesunięcia COM w kierunku przeciwnym do przewidywanego działania destabilizującego. Wskazuje to, że układ równowagi ma zdolności adaptacyjne oraz pokazuje stosowność określenia regulacji równowagi (Kuczyński i wsp., 2012).

Do oceny równowagi ciała człowieka wykorzystuje się stabilografię, zwaną także posturografią, która może być wykonywana w warunkach statycznych i dynamicznych oraz przy użyciu różnych testów i aparatury. Stabilografia statyczna polega na badaniu stania swobodnego przy możliwie najmniejszych wychwianiach. Nazwa ta jest myląca, ponieważ sugeruje statykę, a utrzymanie ciała w równowadze wiąże się ze skomplikowanymi, dynamicznymi procesami odbywającymi się na podstawie informacji z układów aferentnych. Stabilografia dynamiczna polega natomiast na wykorzystaniu sił powodujących chwilową lub całkowitą destabilizację ciała. Czynniki destabilizujące mogą pochodzić od osoby badanej (np. wykonywanie ruchów głową lub kończynami) lub z zewnątrz (np. przesunięcia, rotacje, popchnięcia) (Kuczyński, 2003). Oceniając wychwiania ciała często śledzi się wychwiania COM względem płaszczyzny podparcia będące efektem działania zmiennej sterującej wytwarzanej przez odpowiednie do sytuacji napięcia mięśniowe. Wpływ tych napięć na COM jest niemożliwy do zaobserwowania za pomocą techniki optoelektronicznej. Pozwala na to użycie platformy sił, która rejestruje sumy tych oddziaływań w postaci zmian w czasie punktu przyłożenia wypadkowej siły reakcji podłoża. Jednak do bardziej wnikliwej i wszechstronnej oceny równowagi wartości COM są niewystarczające. W analizie należy uwzględnić informacje wzrokowe, proprioceptywne, taktylne (dotykowe) oraz przedsionkowe, ponieważ będą one odpowiadały za odpowiedź ruchową oraz wprowadzanie korekcji ruchowych do zaistniałych perturbacji. Podobne znaczenie mają przyjęte strategie posturalne. Aktualnie najczęściej używa się wskaźnika przyłożenia siły wypadkowej reakcji podłoża (ang. *center of pressure*, COP). Jest on wypadkową sumą siły ciężkości ciała i sterujących odpowiedzialnych za utrzymanie równowagi (rycina 4). W płaszczyźnie strzałkowej odpowiadają za to mięśnie współpracujące ze stawem skokowym. W płaszczyźnie czołowej są to mięśnie przywodziciele i odwodziciele stawów biodrowych. Warto tu podkreślić, że COP reprezentuje zmianę położenia środka parcia, a nie ruch ciała (jak jest to w przypadku

COM). Na bazie sygnału COP najczęściej oblicza się parametry liniowe: zakres, amplitudę, średnią prędkość i częstotliwość sygnału. Parametry te mierzone są w płaszczyźnie strzałkowej oraz czołowej (Baratto i wsp., 2002; Borzucka i wsp., 2020; Kuczyński 2003, Kuczyński i wsp., 2012; Piątek-Krzywicka i wsp., 2022). Ponadto coraz częściej w literaturze można spotkać się z analizą parametrów nieliniowych: wymiaru fraktalnego oraz entropii (Borzucka i wsp., 2020; Kręcisz i wsp., 2022; Miklovic i wsp., 2018; Piątek-Krzywicka i wsp., 2022). W niniejszej pracy pojęcie entropia będzie odnosiło się do *sample entropy* (ang.), gdyż brak jest ujednoliczonego nazewnictwa tego parametru w języku polskim. Obrazuje ona regularność lub przewidywalność sygnału COP, a zwiększenie jej wartość wskazuje na większą nieregularność wychwiał, co z kolei przypisuje się zmniejszonej ilości uwagi poświęcanej utrzymaniu postawy i świadczy o większym automatyzmie (Bieć i wsp., 2014; Kręcisz i Kuczyński, 2018; Kuczyński i wsp., 2011; Szafraniec i wsp., 2018). Z kolei wymiar fraktalny pozwala na zobrazowanie złożoności zachowania COP w szeregu czasowym. Wzrost wartości wymiaru fraktalnego może wskazywać na zwiększoną tendencję do niestabilności posturalnej, ale też adaptacyjności układu równowagi (Ashtiani i Mahmood-Reza, 2017; Doherty i wsp., 2014; Szafraniec i wsp., 2018).



Rycina 4. Porównanie przykładowego sygnału COM, COP oraz różnicy COP – COM na podstawie 20-sekundowego stania swobodnego na platformie pomiaru sił (Kuczyński i wsp., 2012)

Jak nadmieniono wcześniej skręcenia stawu skokowego wiążą się z uszkodzeniem mechanoreceptorów i mogą prowadzić do zaburzeń w przekazywaniu informacji proprioceptywnych, pogarszać czucie stawu, opóźnić czas reakcji mięśni (głównie strzałkowych), a to z kolei może wiązać się z nieprawidłową lub niedostateczną reakcją na działający bodziec destabilizujący. Zaburzenia te prowadzą do pogorszenia się procesu utrzymywania równowagi zarówno w warunkach statycznych jak i dynamicznych, co było na przestrzeni lat wielokrotnie badane (Bączkiewicz i wsp., 2017; Delahunt i wsp., 2018; Dallinga i wsp., 2016; Doherty i wsp., 2014; Golditz i wsp., 2016; Gribble i wsp., 2016; Hertel, 2002; Huurnink i wsp., 2014; Kobayashi i Gamada, 2014; Martin i wsp., 2013; McKeon i wsp., 2008; Pawik i wsp., 2022; Richie, 2001). Jednak istnieje niewiele prac poruszających to zagadnienie w oparciu o grupę spełniającą aktualne kryteria diagnostyczne CAI. Przeprowadzenie badania na platformie statycznej oraz dynamicznej pozwoli na szerszą analizę stanu funkcjonalnego badanych, ocenianą w sposób obiektywny.

I 3. Jakości ruchu artrokinematycznego i sposoby jego oceny

Doniesienia literaturowe wskazują, że u osób z CAI oprócz zaburzeń stabilności i pogorszonej kontroli nerwowo-mięśniowej nad stawem skokowym może dochodzić również do pogorszenia jakości ruchu artrokinematycznego tego stawu (Bączkiewicz i wsp., 2017; Delahunt i wsp., 2018; Golditz i wsp., 2016; Gribble i wsp., 2016; Watanabe i wsp., 2023; Wijnhoud i wsp., 2022), rozumianego jako kombinacja ruchu toczenia oraz ślizgu powierzchni stawowych.

W sytuacji prawidłowej optymalną jakość ruchu artrokinematycznego stawu skokowego (płynność i niski opór ruchu bez wyczuwalnych drgań mechanicznych) zapewniają ściśle dopasowane do siebie przeciwległe powierzchnie stawowe położone na bloczku kości skokowej (powierzchnia wypukła) oraz na nasadach dalszych kości piszczelowej i strzałkowej, tworzących tzw. widelki stawu skokowego (powierzchnia wklęsła). Pokryte są one relatywnie cienką warstwą chrząstki szklistej, zapewniającą gładką, sprężystą powierzchnię, która przenosi i rozkłada obciążenia, zarówno w warunkach statycznych, jak również podczas ruchu (Bączkiewicz i wsp., 2017; Levangie i Norkin, 2005; Tamer, 2013).

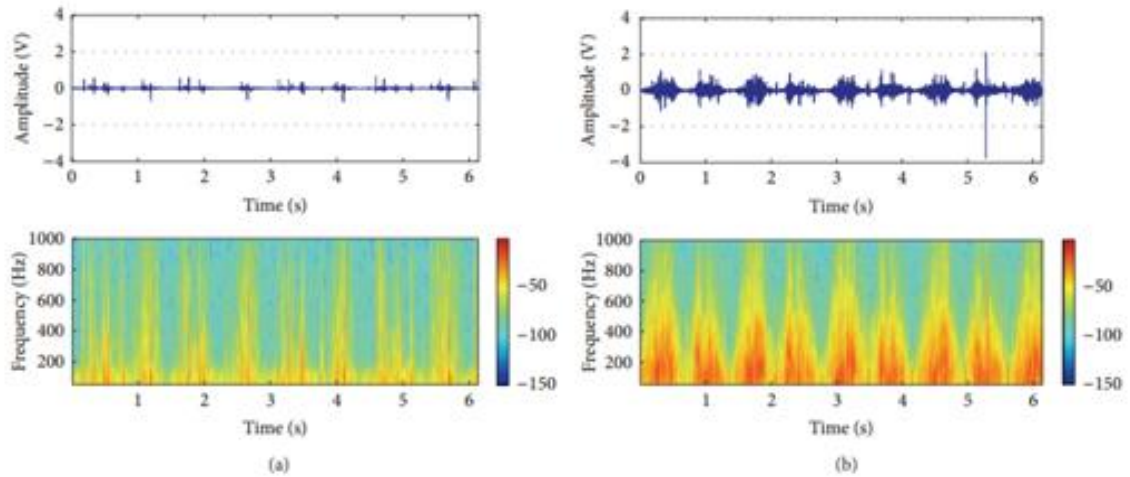
Chrzątka szklista pokryta jest filmem (cienką warstwą) mazi stawowej, będącej biologicznym lubrykantem. Maź stawowa stanowi mieszaninę składników osocza przenikających do jamy stawowej przez ściany naczyń krwionośnych błony maziowej oraz substancji wytwarzanych wewnątrz stawu. Do tych ostatnich należą wytwarzane przez synowioocyty typu B kwas hialuronowy i lubrycyna, które zwiększając lepkość płynu, zapewniając jego właściwości viskoelastyczne (Jay i Waller, 2014; Levangie i Norkin, 2005; Tamer, 2013). Uważa się, że to właśnie te cechy mazi stawowej są kluczowe dla zapewnienia niskiego tarcia kinetycznego w stawach maziowych, będącego warunkiem koniecznym optymalnej jakości ruchu, a zarazem odporności chrząstki na ścieranie i jej powolnego zużywania. Dzięki temu wysoce wyspecjalizowanemu mechanizmowi stawu maziowe posiadają współczynnik tarcia (μ) o wartości $\sim 0,01$. Dla porównania teflon – substancja posiadająca jeden z najniższych współczynników tarcia spośród materiałów wytworzonych przez człowieka – posiada znacząco wyższy współczynnik tarcia ($\sim 0,04$) i nie najlepiej radzi sobie z przenoszeniem obciążeń (Jay i Waller, 2014; Falkowski i wsp., 2018; Tamer, 2013). Z uwagi na powyższe, przyjmuje się, że dla poprawnej funkcji stawów maziowych kluczowy jest stan chrząstki stawowej i ilość oraz jakość płynu stawowego. Należy jednak ponadto uwzględnić wpływ pozostałych czynników, w tym kształt powierzchni stawowych i ich dopasowanie, elastyczność stawowych i okołostawowych tkanek miękkich (torebki stawowej, więzadeł i mięśni), jak również działające na staw siły.

Wskutek urazu skrętnego stawu skokowego (bądź jak w przypadku CAI – powtarzających się urazów) najprawdopodobniej dochodzi do zmian w obrębie całego środowiska biomechanicznego stawu, skutkując wzrostem tarcia kinetycznego i w konsekwencji pogorszeniem jakości ruchu artrokinematycznego. Zaburzenia te objawiają się krepitacjami, tj. słyszalnymi trzaskami i wyczuwalnymi drganiami mechanicznymi generowanymi podczas ruchu (Delahunt i wsp., 2018; Gribble i wsp., 2016; Song i wsp., 2018; Wijnhoud i wsp., 2022). Należy jednak zauważyć, że w przeciwieństwie do oceny zakresu ruchu, analiza jakości ruchu w stawie w warunkach klinicznych z wykorzystaniem palpacji obarczona jest wysokim poziomem subiektywności i trudna w dokumentacji. Ograniczenia te uniemożliwiają obiektywną analizę zmian w jakości artrokinematyki zachodzącej pod wpływem urazów, jak również stosowanego leczenia (np. unieruchomienia). Dlatego istnieje potrzeba wdrażania obiektywnych metod oceny

umożliwiających wykonanie liczbowych pomiarów zaburzeń występujących w aparacie stawowym, które byłyby rzetelne, powtarzalne i zapewniałyby przeprowadzenie analiz statystycznych. Taki potencjał przejawia wibroartrografia, stosunkowo młoda metoda bazująca na ilościowej analizie drgań mechanicznych, generowanych przez relatywny ruch powierzchni stawowych (artrokinematyczny), podczas biernego lub czynnego ruchu osteokinematycznego (Bączkowicz i Kręcisz, 2013; Bączkowicz i wsp., 2017; Bączkowicz i wsp., 2020). Jak pokazują doniesienia literaturowe, na przykładzie stawu kolanowego, sygnał wibroartrograficzny u młodych, zdrowych osób można opisać jako „gładki” – nie występują w nim krepitacje lub są one nieznaczne, co przekłada się na niskie wartości parametrów częstotliwościowych i amplitudowych wyliczanych na podstawie zarejestrowanego sygnału. Wraz ze wzrostem wieku badanych osób rejestrowane są zmiany w sygnale wibroakustycznym – obserwuje się wyższe wartości wspomnianych wcześniej parametrów, co wydaje się świadczyć o zaburzeniach w środowisku biomechanicznym stawu (Bączkowicz i wsp. 2015). Kolejnymi czynnikami wpływającym jakość rejestrowanego sygnału są m.in. choroba zwyrodnieniowa stawu kolanowego oraz zaburzenia w obrębie stawu rzepkowo-udowego. W przypadku tych schorzeń obserwuje się zaburzenie „gładkości” sygnału, co odpowiada krepitacją obserwowanym podczas badania klinicznego (rycina 6) (Bączkowicz i Majorczyk., 2014; Bączkowicz i wsp. 2015; Befrui i wsp., 2018; Falkowski i wsp., 2018). Ponadto na jakość ruchu artrokinematycznego stawu kolanowego wpływają warunki, w których przeprowadzane są pomiaru. Znaczący wzrost wartości parametrów rejestrowanego sygnału obserwuje się podczas wykonywania badania w zamkniętym łańcuchu kinematycznym. Wydaje się to być związane z większym dociskiem powierzchni stawowych, co przekłada się na zwiększenia tarcia pomiędzy powierzchniami stawowymi. Mechanizm ten jeszcze bardziej uwidacznia się kiedy do ruchu w łańcuchu zamkniętym dodatkowo zaaplikowane zostanie obciążenia (np. przysiady ze sztangą) (Bączkowicz i wsp., 2019; Ołowiana i wsp., 2020).

Niemniej jednak, w przeciwieństwie do oceny jakości ruchu artrokinematycznego w obrębie stawu kolanowego, wibroartrograficznej oceny zaburzeń w obrębie stawu skokowego podjęli się jedynie nieliczni badacze (Bączkowicz i wsp., 2017). Badania te wskazują na współwystępowanie zaburzeń jakości ruchu artrokinematycznego oraz pogorszenie przebiegu procesu utrzymywania równowagi w warunkach dynamicznych. Nie

wykazano jednak, czy zaburzenia te obserwowane będą przez uczestników podczas aktywności dnia codziennego czy podejmowanej aktywności ruchowej.



Rycina 5. Porównanie zapisu amplitudy i częstotliwości sygnału wibroakustycznego zdrowego stawu u młodych osób (a) oraz stawu z chorobą zwyrodnieniową (uszkodzoną chrząstką) u osób starszych (b) na przykładzie stawu kolanowego (Bączkiewicz i wsp., 2015)

I 4. Subiektywna ocena stanu funkcjonalnego

W diagnostyce zaburzeń występujących u osób po skręceniu stawu skokowego wykorzystywane są testy obiektywne, do których zalicza się m.in. ocenę zakresu ruchomości i czucia pozycji stawu, właściwości mechanicznych mięśni stabilizujących staw skokowy, badanie czasu reakcji mięśni strzałkowych, ocenę równowagi w warunkach statycznych i dynamicznych oraz ocenę jakości ruchu artrokinematycznego (Bączkiewicz i wsp., 2017; Delahunt i wsp., 2018; Golditz i wsp., 2016; Gribble i wsp., 2016; Serra-Añó i wsp., 2021; Stefaniak i wsp., 2022; Watanabe i wsp., 2023; Wijnhoud i wsp., 2022). Dodatkowo występowanie deficytów określać można na podstawie kwestionariuszy wypełnianych przez badanego. W sposób subiektywny określają one występowanie ewentualnych problemów podczas aktywności dnia codziennego, podejmowanej aktywności ruchowej oraz współwystępowanie ewentualnych dolegliwości bólowych. Warty zauważenia jest, że występowanie zaburzeń deklarowanych przez badanego nie zawsze będzie obserwowane podczas obiektywnych testów i odwrotnie (Golditz i wsp., 2016; Mojza i wsp. 2018).

W przypadku zaburzeń w obrębie stawu skokowego oraz stopy wykorzystywanych jest wiele kwestionariuszy, należą do nich: Foot and Ankle Disability Index (FADI), Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT), Foot and Ankle Ability Measure (FAAM) Ankle Instability Instrument (AII), Identification of Functional Ankle Instability (IdFAI) oraz Foot and Ankle Outcome Score (FAOS). Część z wymienionych kwestionariuszy ukierunkowana jest stricte na ocenę występowania niestabilności stawu skokowego, inne na szeroko pojętą ocenę stanu funkcjonalnego respondenta (problemy podczas aktywności dnia codziennego, podejmowanej aktywności ruchowej, występowanie dolegliwości bólowych) (Delahunt i wsp., 2018; Hale i Hertel, 2005; Hertel i Corbett, 2019; Mansur i wsp., 2022; Mojza i wsp., 2018; Tennler i wsp., 2023; Watanabe i wsp., 2023; Zhang i wsp., 2023). Ponadto coraz częściej subiektywna ocena stanu funkcjonalnego osób, szczególnie z nawracającymi skręczeniami, uzupełniana jest o ocenę kinezyfobii oraz ocenę jakości życia (Delahunt i wsp., 2018; Hall i wsp., 2018a; Hertel i Corbett, 2019; Kosik i wsp. 2020; Watanabe i wsp., 2023). Jak pokazują publikacje u osób z CAI obserwuje się pogorszenie jakości życia, szczególnie u osób w średnim wieku (Hall i wsp., 2018a; Hertel i Corbett, 2019; Kosik i wsp. 2020). Dodatkowo Watanabe i wsp. (2023) zaobserwował występowanie korelacji pomiędzy zwiększoną kinezyfobią a niższymi wartościami uzyskiwanymi podczas subiektywnej oceny stanu funkcjonalnego.

International Ankle Consortium rekomenduje część z opisywanych powyżej kwestionariuszy do oceny osób z CAI. CAIT, AII oraz FAAM wykorzystywane są jako kryteria diagnostyczne przewlekłej niestabilności stawu skokowego, natomiast FADI rekomendowana jest jako wartościowe narzędzie do szeroko pojętej oceny stanu funkcjonalnego osób po skręceniu stawu skokowego (Delahunt i wsp. 2018; Gribble i wsp. 2014).

Wykorzystanie w badaniach zarówno subiektywnych jak i obiektywnych metod badawczych umożliwi ocenę ewentualnych deficytów funkcjonalnych w kompleksowy sposób. Dodatkowo możliwa będzie ocena występowania zależności pomiędzy grupami metod. Jest to ważne szczególnie ze względu na to, że większość placówek fizjoterapeutycznych nie jest wyposażona w specjalistyczne aparaty pomiarowe wykorzystywane w badaniach naukowych. Jednak określenie ewentualnych zależności

pomiędzy testami obiektywnymi i subiektywnymi przypuszczalnie pozwoli na lepszą ocenę pacjenta.

I 5. Podsumowanie aktualnego stanu wiedzy

Przewlekła niestabilność stawu skokowego jest złożonym zjawiskiem, łączącym zaburzenia mechaniczne i funkcjonalne, dlatego też u osób z CAI może występować spektrum różnorodnych deficytów. Dotychczas funkcjonujące dość niespecyficzne kryteria włączania do badań osób z CAI spowodowały, że porównywano wyniki uczestników zakwalifikowanych do grup o wysokiej heterogeniczności (Delahunt, 2007; Huurnink i wsp., 2014; Kobayashi i Gamada, 2014; McKeon i wsp., 2008; Wikstrom i wsp., 2012). Zdefiniowanie kryteriów włączenia i wyłączenia z badań osób z CAI przez International Ankle Consortium daje szansę na ujednoczenie badanej grupy, co pozwoli na rzetelne porównywanie ze sobą wyników uzyskiwanych w różnych eksperymentach (Gribble i wsp., 2014). Jednak, na chwilę obecną prac badawczych uwzględniających wytyczne przedstawione przez International Ankle Consortium nadal jest niewiele (Bączkiewicz i wsp., 2017; Burcal i wsp., 2019; Elsotohy i wsp., 2021; Hall i wsp., 2018a; Hall i wsp., 2018b; Kim i wsp., 2019; Kosik i wsp., 2019; Kosik i wsp., 2020; Mohamadi i wsp., 2020; Stefaniak i wsp. 2022; Watabe i wsp., 2022).

Ponadto, ważnym aspektem, który należy uwzględnić podczas testowania osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego jest kompleksowość badania. Ocena ta powinna zawierać ocenę deficytów mechanicznych oraz funkcjonalnych. Bączkiewicz i wsp. (2017) w ocenie uczestników badania połączyli ocenę jakości ruchu artrokinematycznego i ocenę równowagi w warunkach dynamicznych. Jednak dla uzyskania pełnego obrazu zaburzeń występujących u osób z CAI badania należałoby poszerzyć o ocenę równowagi w warunkach statycznych oraz o subiektywną ocenę stanu funkcjonalnego uczestników.

Z uwagi na szczególne narażenie na skręcenia stawu skokowego kompleksowymi badaniami objęci powinni zostać sportowcy, szczególnie trenujący sporty skocznościowe, ponieważ są oni bardziej predysponowani do wystąpienia CAI (Delahunt, 2007; Martin i wsp., 2013; Mohamadi i wsp., 2020; Watabe i wsp., 2022). CAI wiąże się z mniejszą dyspozycyjnością zawodników do udziału w zawodach oraz z ryzykiem przedwczesnego

zakończenia kariery. Dodatkowo koszty związane z leczeniem CAI oraz mogącym wiązać się z tym przedwczesnym wystąpieniem choroby zwyrodnieniowej są znacznym obciążeniem finansowym dla systemu ochrony zdrowia (Delahunt i wsp., 2018; Gribble i wsp., 2016). Kompleksowa ocena pozwoli na uzyskanie całościowego obrazu zaburzeń występujących u osób z CAI, a to umożliwi dobranie odpowiedniej formy terapii ukierunkowanej na deficyty obserwowane w tej grupie pacjentów.

II CEL PRACY

Celem pracy jest analiza równowagi ciała, subiektywnej oceny stanu funkcjonalnego oraz jakości ruchu artrokinematycznego u sportowców z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego.

III PYTANIA BADAWCZE

1. Jakie są różnice w równowadze w warunkach statycznych oraz dynamicznych pomiędzy badanymi grupami?
2. Czy i w jaki sposób CAI wpływa na jakość ruchu artrokinematycznego?
3. Czy i jakie różnice obserwuje się w subiektywnej ocenie stanu funkcjonalnego pomiędzy osobami z CAI a grupą kontrolną?
4. Jakie różnice zostaną zaobserwowane w równowadze oraz w sygnale wibroartrograficznym pomiędzy kończyną, w której doszło do urazów a kończyną przeciwną?
5. Czy i jakie związki będą występować między równowagą, subiektywną oceną stanu funkcjonalnego badanych a sygnałem wibroartrograficznym?

IV MATERIAŁ I METODY BADAWCZE

IV 1. Materiał badawczy

Badaniem objęci zostali sportowcy w wieku 20-30 lat, trenujący w klubie sportowym co najmniej 3 lata oraz przeznaczający minimum 7 godzin tygodniowo na aktywność ruchową. Wyżej wymienione osoby (501 sportowców) wypełniły ankietę kwalifikującą do kolejnych etapów badania. Następnie, na podstawie udzielonych odpowiedzi, przydzieleni zostali do dwóch grup – grupy kontrolnej (CON) oraz grupy osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego (CAI)

Do grupy CAI zakwalifikowano uczestników z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego, którzy spełniali kryteria wyznaczone przez International Ankle Consortium (Gribble i wsp., 2014). Kryteria włączenia obejmowały:

- co najmniej 2 skręcenia tego samego stawu skokowego w ciągu roku objawiające się obrzękiem oraz bólem, powodujące ograniczenie aktywności fizycznej przez co najmniej 3 dni,
- uczucie „uciekania”, niestabilności stawu,
- wynik < 24 punktów uzyskany w Cumberland Ankle Instability Tool lub 5 odpowiedzi „tak” uzyskanych w Ankle Instability Instrument.

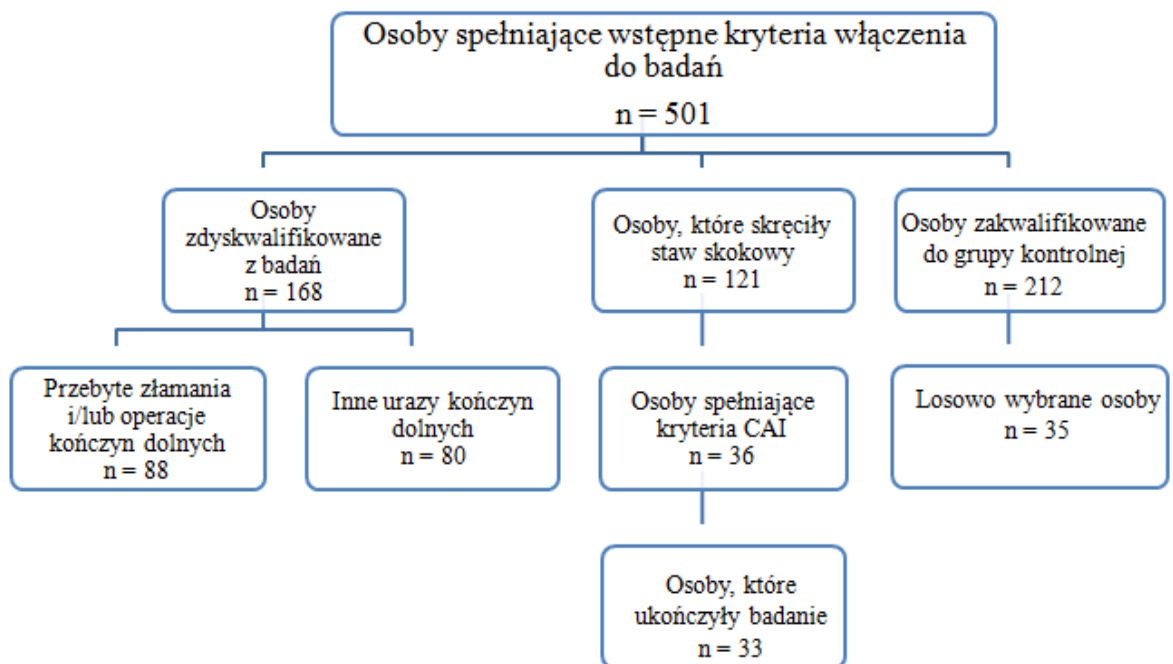
Natomiast kryteria wyłączenia w tejże grupie obejmowały:

- wcześniejsze operacje związane ze strukturami mięśniowo-szkieletowymi (np. kości, elementów stawowych, nerwów) w obrębie kończyn dolnych,
- złamania w obrębie kończyn dolnych,
- ostre urazy mięśniowo-szkieletowe jakichkolwiek struktur w obrębie kończyn dolnych w okresie ostatnich 3 miesięcy powodujące co najmniej 1 dzień przerwy w podejmowaniu aktywności ruchowej.

Dodatkowo z badań wyłączone zostały osoby, u których dolegliwości bólowe stawu skokowego wynosiły powyżej 4 w skali wizualno-analogowej (VAS). Ostatecznie, do grupy CAI zakwalifikowało się 36 sportowców, jednak tylko 33 osoby ukończyły badania (3 uczestników nie ukończyło badań ze względu na pojawienie się silnych dolegliwości bólowych uniemożliwiających kontynuowanie testów).

Grupę CON stanowiły osoby bez historii urazu w obu kończynach dolnych. Do grupy tej zakwalifikowano 212 uczestników – do udziału w eksperymencie wybrano losowo 35 osób w proporcjach odpowiadających rozkładowi płci w grupie badanej. Schemat kwalifikacji sportowców do badań przedstawiony został na rycinie 7.

W obu grupach, przy pomocy testu kopnięcia piłki, wyznaczona została kończyna dominująca (Bączkowicz i wsp., 2017; Delahunt i wsp., 2018; Mojza i wsp., 2018). Charakterystyka antropometryczna uczestników przedstawiona została w tabeli 1.



Rycina 6. Schemat kwalifikacji do badań

Tabela 1. Dane antropometryczne grupy badanej (CAI) oraz kontrolnej (CON)

	CAI	CON
liczba uczestników	33	35
liczba kobiet	12	12
liczba mężczyzn	21	23
wiek [lata]	23,66±2,62	24,15±3,26
wysokość ciała [m]	1,80±0,10	1,79±0,10
masa ciała [kg]	77,54±12,20	80,58±13,11
BMI	23,64±1,96	24,95±2,70
aktywność ruchowa [h/tydz.]	11,20±4,60	12,45±5,61
aktywność sportowa [lata]	8,80±3,86	10,36±3,63
CAIT	20,32±5,79	29,36±1,14

CAI – osoby z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego, CON – grupa kontrolna, BMI – Body Mass Index, CAIT – kwestionariusz Cumberland Ankle Instability Tool

IV 2. Metody badawcze

Do oceny równowagi w warunkach statycznych wykorzystana została platforma Kistler (model 9286 AA), która pozwalała na ocenę reakcji sił podłoża. Test polegał na trzykrotnym staniu jedno nogą (bez obuwia) przy oczach otwartych na platformie w czasie 30 sekund. Badane były obie kończyny dolne. Przerwa pomiędzy próbami wynosiła 30 sekund. W czasie testu kończyny górne ułożone były wzdłuż ciała, kończyna dolna niebadana lekko ugięta w stawach biodrowym i kolanowym. Częstotliwość próbkowania ustalona została na 100 Hz. Do analizy wyników wykorzystana została średnia wartość z 3 prób. Zarejestrowane dane pozwoliły na określenie parametrów liniowych oraz nieliniowych (Błaszczuk i Klonowski, 2001; Borzucka i wsp., 2020; Doherty i wsp., 2014; Sipko i Kuczyński, 2013; Wojciechowska-Maszkowska i wsp., 2016). Do analizowanych parametrów liniowych należą:

- amplituda (sd) [mm] – określająca średni rozrzut wychwiał wykresu COP od jego linii środkowej. Wraz ze wzrostem amplitudy pogarsza się jakość wykonywanego zadania,
- zakres (ra) [mm] – określa różnicę między największą i najmniejszą wartością badanego szeregu czasowego, który tworzy wykres sygnału COP. Większe wartości zakresu wskazują na pogorszenie jakości wykonywanego zadania,
- średnia prędkość (mv) [mm/s] – obliczana jest na podstawie ilorazu długości drogi, którą przebył sygnał COP i czasu pomiaru. Pozwala na określenie aktywności układu równowagi ciała. Im trudniejsze zadanie, tym wartość będzie większa,
- częstotliwość (fr) [Hz] – obliczana jest na podstawie średniej prędkości oraz amplitudy sygnału COP. Wzrost wartości tego parametru wiąże się ze zwiększoną trudnością zadania lub deficytami równowagi.

Do analizowanych parametrów nieliniowych należą:

- wymiar fraktalny (fd) [-] – jest miarą złożoności i adaptacyjności sygnału COP. Charakteryzuje chaos, który występuje w przypadku sygnałów biologicznych. Przy wzroście jego wartości można mówić o spadku stabilności oraz jednoczesnym zwiększeniu się adaptacyjności układu równowagi,
- entropia (se) [-] – odnosi się do *sample entropy* i obrazuje regularność lub przewidywalność sygnału COP. Osiągnięcie niższych wartości wskazuje na poświęcanie większej uwagi kontroli równowagi i świadczy o mniejszym automatyzmie.

Równowaga w warunkach dynamicznych oceniana była przy pomocy platformy Biodex Balance System SD. Umożliwia ona jednoczesne 20° odchylenie w płaszczyźnie strzałkowej oraz czołowej. Poziom wychwiał regulowany jest w 12-stopniowej skali, gdzie poziom 1 jest najbardziej niestabilny. W badaniach wykorzystany został zmodyfikowany Test Stabilności Posturalnej. Test w staniu jednonóż (bez obuwia) składał się z trzech prób trwających po 30 sekund, w których poziom niestabilności platformy ustalony został na 1, a wynikiem końcowym była średnia wartość trzech prób. Przerwa pomiędzy próbami wynosiła 30 sekund. Testowane były obie kończyny dolne. W czasie testu kończyny górne były ułożone wzdłuż ciała, kończyna dolna niebadana była lekko ugięta w stawach

biodrowym i kolanowym (Bączkowicz i wsp., 2017). Po zakończeniu badania otrzymano następujące parametry:

- APSI [st.] – określający wychwiania w płaszczyźnie strzałkowej,
- MLSI [st.] – określający wychwiania w płaszczyźnie czołowej,
- OVSI [st.] – będący wypadkową powyższych parametrów i określający ogólny wskaźnik stabilności.

Niższe wartości opisanych powyżej parametrów świadczą o lepszej równowadze.

Jakość ruchu artrokinematycznego oceniana była przy pomocy metody wibroartrograficznej. Do rejestracji sygnału wykorzystano czujnik akcelerometryczny typu 4513B-002 (Bruel & Kjaer Sound Vibration Measurement A/S, Dania) połączony ze wzmacniaczem sygnału – model 1704-A-002, Brüel&Kjær. Wzmacniacz połączony był z przetwornikiem analogowo-cyfrowym (TiePie Handyscope HS4), a sygnał, w postaci szeregu czasowego, rejestrowany był przy użyciu oprogramowania TiePie Multi Chanel. Surowy sygnał zarejestrowany został w przedziale 0,7-1000 Hz, częstotliwość próbkowania wynosiła 10 kHz. Następnie sygnał poddany został filtrowaniu górnoprzepustowemu, w którym próg odcięcia wynosił 50 Hz. Uzyskany sygnał był podstawą do wyliczenia parametrów opisujących przebieg sygnału, które obliczone zostały w programie MATLAB. Do wyliczonych parametrów amplitudowych należą:

- VMS [V] – wariancja średnich kwadratów w 5 milisekundowych oknach czasowych. Jest on miarą zmienności sygnału i wskazuje na jego złożoność. Wyższa wartość parametru świadczy o pogorszeniu jakości ruchu artrokinematycznego,
- R4 [V] – średnia z czterech wartości minimalnych i maksymalnych sygnału. Reprezentuje amplitudę przebiegu sygnału, pokazuje nam jak duże są zmiany sygnału. Wysokie wartości parametru zazwyczaj świadczą o obecności cyklicznych, wysokich wartości szczytowych sygnału, co wydaje się być związane z dużymi zmianami makroskopowymi chrząstki stawowej i/lub niezbornością ruchu powierzchni stawowych.

Natomiast charakterystyki częstotliwościowe sygnału wyrażono za pomocą parametrów:

- P1 [V²/Hz] – suma widmowych gęstości mocy krótkoczasowej transformaty Fouriera w przedziale częstotliwości 50-250 Hz. Wzrost wartości parametru

świadczy o dużym udziale drgań w tymże przedziale, co jest typowe dla zwiększenia tarcia kinematycznego mogącego być rezultatem pogorszonej lubrykacji i/lub zmian degeneracyjnych chrząstki stawowej;

- P2 [V^2/Hz] – suma widmowych gęstości mocy krótkoczasowej transformaty Fouriera w przedziale częstotliwości 250-450 Hz. Wzrost wartości parametru świadczy o dużym udziale drgań w tymże przedziale, co związane jest ze zmianami mikroskopowymi chrząstki szklistej.

W pozycji leżenia tyłem czujnik akcelerometryczny, przy pomocy dwustronnej taśmy klejącej, mocowany był do wyniosłości kostki bocznej kości strzałkowej (rycina 8). W trakcie badania uczestnik znajdował się w pozycji siedzącej na kozetce (plecy wyprostowane, niepodparte), z kończynami dolnymi zgiętymi w stawach biodrowych oraz kolanowych do 90° oraz podudziami swobodnie zwisającymi poza kozetką. Kończyny górne były ułożone swobodnie wzdłuż tułowia. Zadaniem badanego było naprzemienne wykonanie 4 ruchów maksymalnego zgięcia podszwowego oraz maksymalnego zgięcia grzbietowego w czasie 6 sekund. Ruch wykonywany był zgodnie z taktowaniem metronomu wynoszącym 82 uderzenia na minutę. Pomiar rozpoczynał się, kiedy uczestnik wykonywał ruchy w odpowiednim tempie. W przypadku, gdy badany wykonywał ruchy zbyt wolno lub zbyt szybko pomiar był powtarzany. W wyniku przeprowadzonych badań uzyskano zapis 60 000 próbek, na podstawie których wyliczono opisane powyżej parametry (Bączkowicz i Kręcisz, 2013; Bączkowicz i wsp., 2017).

Do subiektywnej oceny stanu funkcjonalnego badanych wykorzystane zostały kwestionariusze Foot and Ankle Disability Index (FADI) oraz Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT). FADI pozwala na subiektywną ocenę stanu funkcjonalnego badanego oraz wskazuje na występowanie ewentualnych deficytów u osób po przebytym urazie w obrębie stopy oraz stawu skokowego. Kwestionariusz podzielony jest na 3 części pozwalające na ocenę ewentualnych ograniczeń związanych z aktywnością dnia codziennego (FADI ADL), sportem (FADI SPORT) oraz dolegliwościami bólowymi (FADI PAIN). Badany oceniał każdą z czynności w skali 0-4, gdzie 0 było czynnością niemożliwą do wykonania, a 4 oznaczało czynność wykonywaną bez problemu. Łącznie (FADI TOTAL) możliwe było do zdobycia 136 punktów (FADI ADL=88, FADI SPORT=32, FADI PAIN=16). Wyższy

wynik wskazywał na lepszy stan funkcjonalny badanego. Kwestionariusz CAIT pozwala na subiektywną ocenę niestabilności obu stawów skokowych. Maksymalny wynik, możliwy do uzyskania dla każdej kończyny to 30 punktów. Z racji jednoczesnej oceny obu stawów można porównać ewentualne zaburzenia pomiędzy nimi. Niższa wartość końcowa dla danej kończyny będzie świadczyć o większym poziomie jej niestabilności (Hale i Hertel, 2005; Hiller i wsp., 2006; Mojza i wsp., 2018).



Rycina 7. Umieszczenie czujnika akcelerometrycznego na kostce bocznej kości strzałkowej podczas badania jakości ruchu artrokinematycznego stawu skokowego

IV 3. Metody statystyczne

Do analizy statystycznej wykorzystany został program Statistica 13 (StatSoft, USA). Poziom istotności statystycznej ustalony został dla $p \leq 0,05$. W analizie wyników wykorzystane zostały statystyki opisowe: średnia i odchylenia standardowe (dane parametryczne) oraz mediana i rozstęp kwartyłowy (dane nieparametryczne). Do określania normalności rozkładu wykorzystany został test Shapiro-Wilka.

Testy parametryczne – test t-Studenta dla prób zależnych oraz test t-Studenta dla prób niezależnych – zostały wykorzystane do:

- porównania części danych antropometrycznych badanych grup (wiek, masa i wysokość ciała),

- analizy wartości parametrów osiągniętych w badaniu równowagi w warunkach statycznych pomiędzy kończyną urazową i nieurazową (grupa CAI) w płaszczyźnie strzałkowej,
- porównania wartości osiągniętych przez kończynę urazową i nieurazową (grupa CAI) w badaniu równowagi w warunkach dynamicznych,
- porównania wartości osiągniętych przez kończynę urazową i nieurazową (grupa CAI) w kwestionariuszu Cumberland Ankle Instability Tool.

Testy nieparametryczne – test kolejności par Wilcoxon oraz test U Manna-Whitney’a – wykorzystane zostały do:

- porównywania części danych antropometrycznych badanych grup (tygodniowy czas treningu oraz lata aktywności sportowej),
- analizy wartości uzyskanych w badaniu wibroartrograficznym przez kończynę urazową i nieurazową (grupa CAI),
- porównania wartości parametrów uzyskanych w badaniu równowagi w warunkach statycznych pomiędzy kończyną urazową i nieurazową (grupa CAI) w płaszczyźnie czołowej,
- analizy wartości osiągniętych w kwestionariuszu Foot and Ankle Disability Index,
- analizy wartości osiągniętych przez kończynę urazową i nieurazową (grupa CAI) w porównaniu do grupy CON podczas badania równowagi w warunkach statycznych oraz dynamicznych, w badaniu jakości ruchu w stawie oraz subiektywnej oceny stanu funkcjonalnego.

Do oceny występowania związków pomiędzy równowagą, subiektywną oceną stanu funkcjonalnego a sygnałem wibroartrograficznym oraz oceny zależności pomiędzy parametrami badanymi w kończynie urazowej i nieurazowej wykorzystany został współczynnik korelacji Pearsona (dane o rozkładzie zbliżonym do normalnego) oraz współczynnik korelacji rang Spearmana (dane o rozkładzie odbiegającym od normalnego).

V WYNIKI

W analizie nie wykazano statystycznie istotnych różnic w danych antropometrycznych pomiędzy grupą CAI a grupą CON. Nie zaobserwowano również statystycznie istotnych różnic między kończyną dominującą i niedominującą w badanych grupach (wyniki nie zostały przedstawione w pracy), dlatego podział ten nie będzie uwzględniany w dalszej analizie wyników.

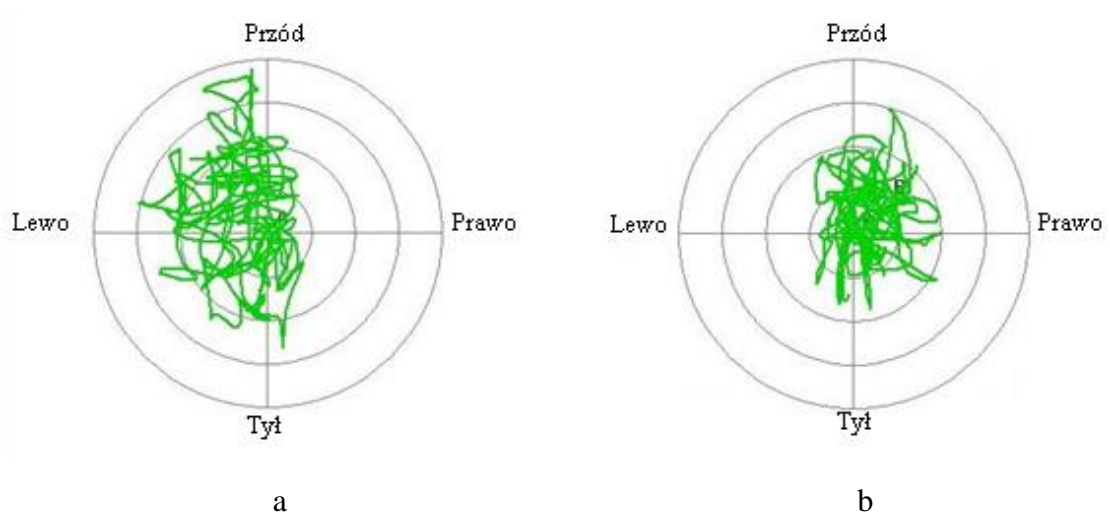
V 1. Równowaga w warunkach statycznych

W badaniu oceniona została równowaga w warunkach statycznych w dwóch płaszczyznach: strzałkowej i czołowej. Wartości poszczególnych parametrów osiągnięte przez uczestników przedstawione zostały w tabelach 2, 3 i 4. W płaszczyźnie strzałkowej zaobserwowano statystycznie istotne różnice porównując wyniki zarejestrowane dla kończyny urazowej w grupie CAI z grupą CON. W kończynie urazowej zarejestrowano wyższe wartości parametrów sd i ra , natomiast dla parametru fd zaobserwowano niższe wartości. W kończynie nieurazowej zarejestrowano istotnie wyższe wartości parametrów ra i mv w porównaniu do grupy CON. W badaniach nie zaobserwowano statystycznie istotnych różnic w osiągniętych wynikach pomiędzy obiema kończynami (urazową i nieurazową) w grupie CAI. Ponadto w płaszczyźnie czołowej nie zaobserwowano statystycznie istotnych różnic pomiędzy badanymi grupami dla żadnego parametru.

V 2. Równowaga w warunkach dynamicznych

Istotne statystycznie różnice w wartościach wszystkich parametrów (OVSI, APSI, MLSI) wystąpiły podczas porównywania kończyny nieurazowej w grupie CAI z grupą CON. Kończyna nieurazowa uzyskała znacząco niższe wartości dla wszystkich parametrów. Nie zaobserwowano natomiast statystycznie istotnych różnic w wartościach parametrów osiągniętych przez kończynę urazową w grupie CAI w porównaniu do grupy kontrolnej. Istotne statystycznie różnice wystąpiły podczas porównywania obu kończyn dolnych w grupie CAI dla parametrów OVSI i APSI. Kończyna urazowa osiągnęła znacząco wyższe

wartości tychże parametrów w porównaniu do kończyny nieurazowej. Wartości uzyskane podczas badania stabilności posturalnej w warunkach dynamicznych przedstawione zostały w tabeli 5. Na rycinie 9 zaprezentowane zostały przykładowe zapisy badania równowagi w testowanych grupach.



Rycina 8. Przykładowy zapis badania równowagi w warunkach dynamicznych w grupie kontrolnej (a) oraz w grupie osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego (b)

V 3. Ocena jakości ruchu artrokinematycznego

Wartości parametrów uzyskanych podczas badania jakości ruchu artrokinematycznego przedstawione zostały w tabeli 6. W analizie wyników nie zaobserwowano statystycznie istotnych różnic podczas porównywania ze sobą obu kończyn dolnych w grupie CAI. W badaniu nie wystąpiły również istotne różnice podczas porównywania wartości parametrów wibroartrograficznych zarejestrowanych dla kończyny urazowej w grupie CAI z grupą kontrolną oraz podczas porównywania wartości parametrów wibroartrograficznych zarejestrowanych dla kończyny nieurazowej w grupie CAI z grupą CON. Przykładowe obrazy sygnału wibroartrograficznego zarejestrowane dla grupy CAI i grupy CON przedstawione zostały odpowiednio na rycinach 10 i 11.

Tabela 2. Wartości parametrów liniowych osiągnięte podczas badania równowagi w staniu jedno-nóg w warunkach statycznych w płaszczyźnie strzałkowej

	sd [mm]		ra [mm]		mv [mm/s]		fr [Hz]	
	$\bar{S} \pm SD$	M \pm RK	$\bar{S} \pm SD$	M \pm RK	$\bar{S} \pm SD$	M \pm RK	$\bar{S} \pm SD$	M \pm RK
URAZ (n=33)	8,98 \pm 2,25	8,79 \pm 2,51	48,14 \pm 12,93	45,86 \pm 16,34	27,57 \pm 7,19	25,95 \pm 7,90	0,52 \pm 0,14	0,49 \pm 0,16
N-URAZ (n=33)	8,65 \pm 1,75	8,77 \pm 2,51	47,43 \pm 10,93	49,08 \pm 15,78	28,34 \pm 7,28	28,49 \pm 7,49	0,53 \pm 0,14	0,52 \pm 0,19
CON (n=70)	8,02 \pm 1,52	7,83 \pm 1,81	42,13 \pm 7,45	40,42 \pm 9,58	24,80 \pm 5,94	23,82 \pm 6,94	0,52 \pm 0,15	0,49 \pm 0,19
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>								
URAZ vs. CON	0,041		0,023		0,057		0,921	
N-URAZ vs. CON	0,063		0,016		0,008		0,379	
URAZ vs. N-URAZ	0,250		0,645		0,317		0,229	

\bar{S} – średnia, SD – odchylenie standardowe, M – mediana, RK – rozstęp kwartyłowy, URAZ – kończyna urazowa w grupie osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego, N-URAZ – kończyna nieurazowa w grupie osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego, CON – grupa kontrolna, sd – amplituda, ra – zakres, mv – średnia prędkość, fr – częstotliwość

Tabela 3. Wartości parametrów liniowych osiągnięte podczas badania równowagi w staniu jednoź w warunkach statycznych w płaszczyźnie czołowej

	sd [mm]		ra [mm]		mv [mm/s]		fr [Hz]	
	$\bar{S} \pm SD$	M \pm RK	$\bar{S} \pm SD$	M \pm RK	$\bar{S} \pm SD$	M \pm RK	$\bar{S} \pm SD$	M \pm RK
URAZ (n=33)	6,28 \pm 1,02	6,26 \pm 1,55	31,82 \pm 4,85	31,04 \pm 7,35	27,65 \pm 6,62	26,5 \pm 7,77	0,71 \pm 0,13	0,69 \pm 0,13
N-URAZ (n=33)	6,28 \pm 1,04	6,28 \pm 1,18	31,63 \pm 4,66	31,12 \pm 6,56	28,62 \pm 7,42	27,8 \pm 7,59	0,73 \pm 0,15	0,71 \pm 0,15
CON (n=70)	6,01 \pm 0,87	5,88 \pm 0,91	31,08 \pm 4,36	31,18 \pm 4,98	26,47 \pm 6,25	25,8 \pm 9,31	0,71 \pm 0,14	0,71 \pm 0,22
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>								
URAZ vs. CON	0,276		0,695		0,450		0,932	
N-URAZ vs. CON	0,137		0,623		0,187		0,659	
URAZ vs. N-URAZ	0,874		0,859		0,082		0,256	

\bar{S} – średnia, SD – odchylenie standardowe, M – mediana, RK – rozstęp kwartyłowy, URAZ – kończyna urazowa w grupie osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego, N-URAZ – kończyna nieurazowa w grupie osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego, CON – grupa kontrolna, sd – amplituda, ra – zakres, mv – średnia prędkość, fr – częstotliwość

Tabela 4. Wartości parametrów nieliniowych osiągnęte podczas badania równowagi w staniu jednoź w warunkach statycznych w płaszczyźnie strzałkowej oraz czołowej

	płaszczyzna strzałkowa				płaszczyzna czołowa			
	fd [-]		se [-]		fd [-]		se [-]	
	$\bar{S}\pm SD$	M \pm RK	$\bar{S}\pm SD$	M \pm RK	$\bar{S}\pm SD$	M \pm RK	$\bar{S}\pm SD$	M \pm RK
URAZ (n=33)	1,52 \pm 0,05	1,51 \pm 0,04	0,71 \pm 0,13	0,69 \pm 0,13	1,59 \pm 0,04	1,59 \pm 0,04	0,71 \pm 0,07	0,7 \pm 0,08
N-URAZ (n=33)	1,52 \pm 0,05	1,51 \pm 0,07	0,73 \pm 0,15	0,71 \pm 0,15	1,6 \pm 0,04	1,59 \pm 0,04	0,72 \pm 0,08	0,7 \pm 0,09
CON (n=70)	1,55 \pm 0,07	1,55 \pm 0,1	0,71 \pm 0,14	0,71 \pm 0,22	1,59 \pm 0,04	1,59 \pm 0,06	0,73 \pm 0,08	0,71 \pm 0,13
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>								
URAZ vs. CON	0,016		0,687		0,896		0,287	
N-URAZ vs. CON	0,060		0,106		0,467		0,560	
URAZ vs. N-URAZ	0,494		0,402		0,221		0,395	

\bar{S} – średnia, SD – odchylenie standardowe, M – mediana, RK – rozstęp kwartyłowy, URAZ – kończyna urazowa w grupie osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego, N-URAZ – kończyna nieurazowa w grupie osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego, CON – grupa kontrolna, fd – wymiar fraktalny, se – entropia

Tabela 5. Wartości osiągane podczas badania równowagi w warunkach dynamicznych

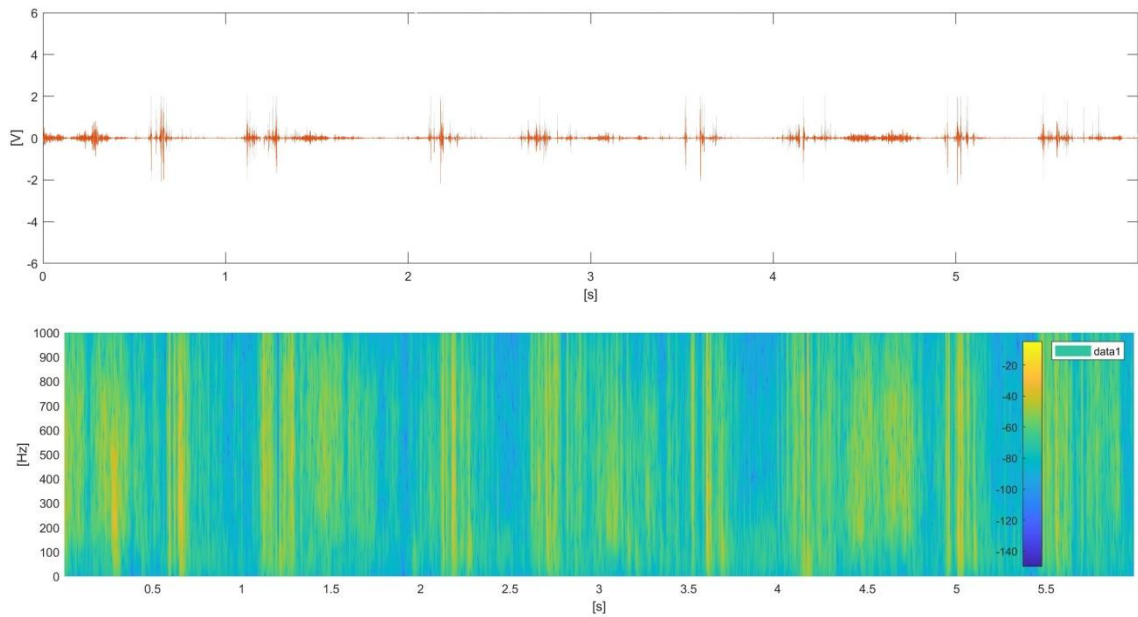
	OVSI [st.]		APSI [st.]		MLSI [st.]	
	$\bar{S}\pm SD$	M \pm RK	$\bar{S}\pm SD$	M \pm RK	$\bar{S}\pm SD$	M \pm RK
URAZ (n=33)	7,86 \pm 2,35	7,60 \pm 2,20	6,19 \pm 2,23	6,10 \pm 2,2	3,55 \pm 1,18	3,40 \pm 1,50
N-URAZ (n=33)	7,12 \pm 1,98	6,90 \pm 2,50	5,54 \pm 1,72	5,50 \pm 2,0	3,22 \pm 1,19	3,10 \pm 1,70
CON (n=70)	8,26 \pm 2,12	8,25 \pm 2,80	6,57 \pm 1,96	6,40 \pm 2,50	3,74 \pm 1,27	3,65 \pm 1,90
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>						
URAZ vs. CON		0,365		0,319		0,548
N-URAZ vs. CON		0,010		0,011		0,045
URAZ vs. N-URAZ		0,030		0,038		0,085

\bar{S} – średnia, SD – odchylenie standardowe, M – mediana, RK – rozstęp kwartyłowy, URAZ – kończyzna urazowa w grupie osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego, N-URAZ – kończyzna nieurazowa w grupie osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego, CON – grupa kontrolna, OVSI – ogólny wskaźnik stabilności, APSI – stabilność w płaszczyźnie strzałkowej, MLSI – stabilność w płaszczyźnie czołowej

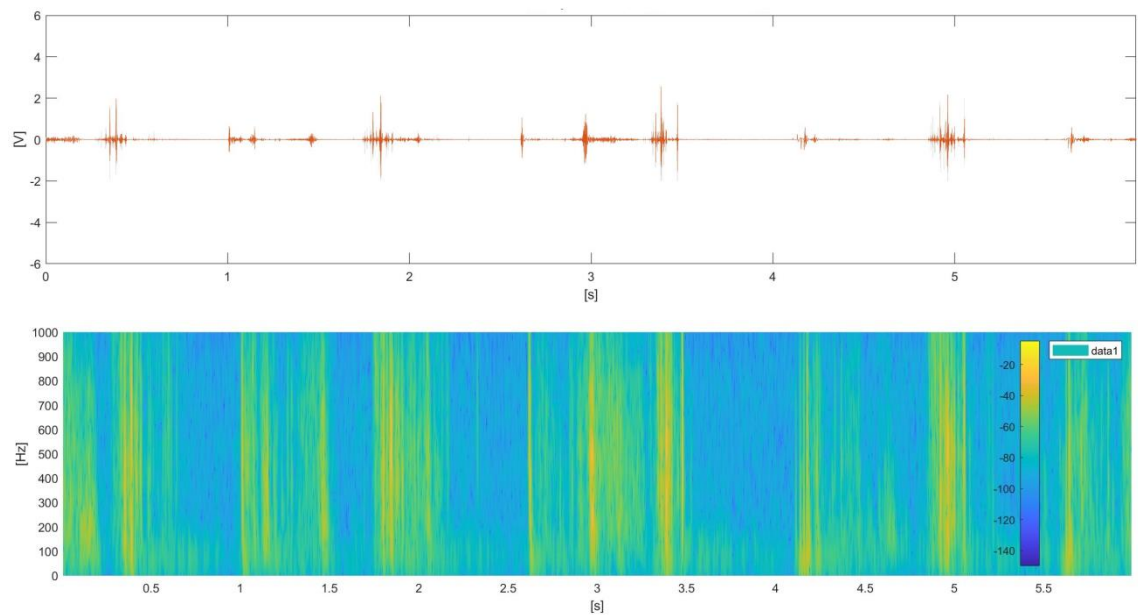
Tabela 6. Wartości sygnału wibroartrograficznego stawu skokowego

	VMS [V]		R4 [V]		P1 [V ² /Hz]		P2 [V ² /Hz]	
	$\bar{S} \pm SD$	M \pm RK	$\bar{S} \pm SD$	M \pm RK	$\bar{S} \pm SD$	M \pm RK	$\bar{S} \pm SD$	M \pm RK
URAZ (n=33)	0,001 \pm 0,002	<0,001 \pm 0,002	1,805 \pm 1,355	1,372 \pm 2,646	0,356 \pm 0,394	0,209 \pm 0,472	0,474 \pm 0,595	0,248 \pm 0,852
N-URAZ (n=33)	0,001 \pm 0,001	<0,001 \pm 0,001	1,583 \pm 1,187	1,170 \pm 1,791	0,282 \pm 0,338	0,131 \pm 0,394	0,298 \pm 0,412	0,093 \pm 0,488
CON (n=70)	0,003 \pm 0,006	<0,001 \pm 0,003	1,923 \pm 1,531	1,457 \pm 2,718	0,512 \pm 1,115	0,143 \pm 0,366	0,532 \pm 0,917	0,153 \pm 0,572
<u>Wartość p dla przeprowadzonych porównań</u>								
URAZ vs. CON	0,980		0,785		0,500		0,896	
N-URAZ vs. CON	0,532		0,379		0,802		0,367	
URAZ vs. N-URAZ	0,102		0,357		0,448		0,140	

\bar{S} – średnia, SD – odchylenie standardowe, M – mediana, RK – rozstęp kwartyłowy, URAZ – kończyna urazowa w grupie badanej, N-URAZ – kończyna nieurazowa w grupie badanej, CON – grupa kontrolna, VMS – wariancja średnich kwadratów, R4 – średnia z czterech wartości minimalnych i maksymalnych sygnału, P1 – sumy widmowych gęstości mocy w przedziałach częstotliwości 50-250 Hz, P2 – sumy widmowych gęstości mocy w przedziałach częstotliwości 250-450 Hz



Rycina 9. Przykładowy przebieg sygnału wibroartrograficznego oraz jego analiza czasowo-częstotliwościowa reprezentatywna dla osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego (CAI)



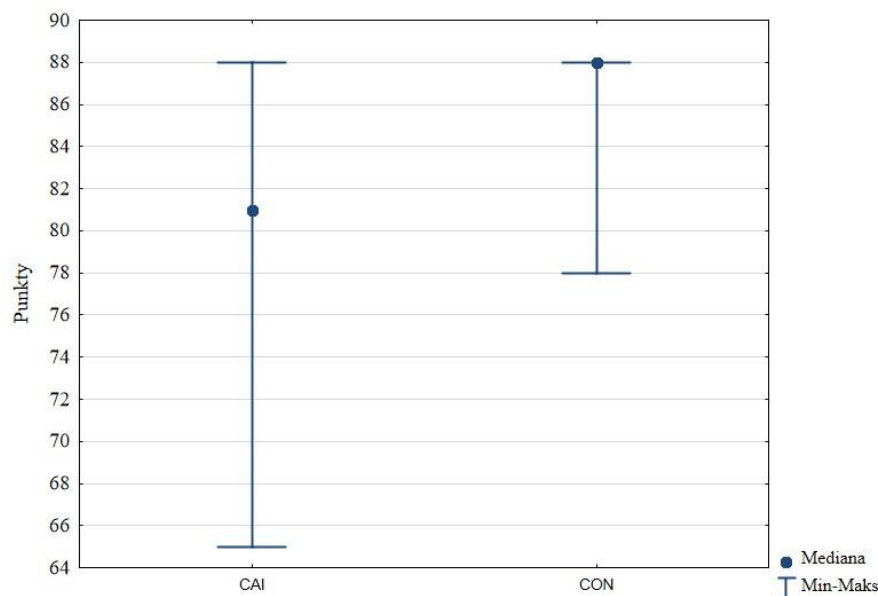
Rycina 10. Przykładowy przebieg sygnału wibroartrograficznego oraz jego analiza czasowo-częstotliwościowa reprezentatywna dla osób z grupy kontrolnej (CON)

V 4. Subiektywna ocena stanu funkcjonalnego

Subiektywna ocena stanu funkcjonalnego analizowana była przy pomocy dwóch kwestionariuszy: Foot and Ankle Disability Index (FADI) oraz Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT).

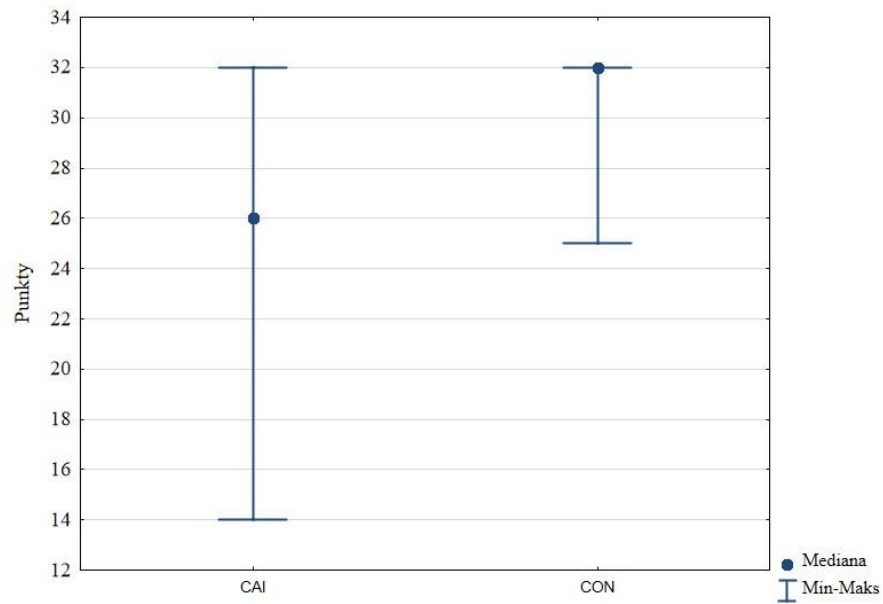
W kwestionariuszu FADI grupa CAI, w porównaniu do grupy CON, osiągnęła istotnie niższe wartości we wszystkich czterech częściach ankiety. Wyniki przedstawione zostały odpowiednio na wykresach: FADI ADL – rycina 12, FADI SPORT – rycina 13, FADI PAIN – rycina 14 oraz FADI TOTAL – rycina 15.

Podobnie kształtujące się wyniki zaobserwowano porównując wartości uzyskiwane przez uczestników w kwestionariuszu CAIT. Grupa CAI osiągała znacząco niższe wartości w odniesieniu do grupy CON (rycina 16). Kończyna nieurazowa otrzymała znacząco więcej punktów w porównaniu do kończyny urazowej, jednak obie kończyny w grupie CAI osiągnęły niższe wartości punktowe w porównaniu do grupy CON (rycina 17).



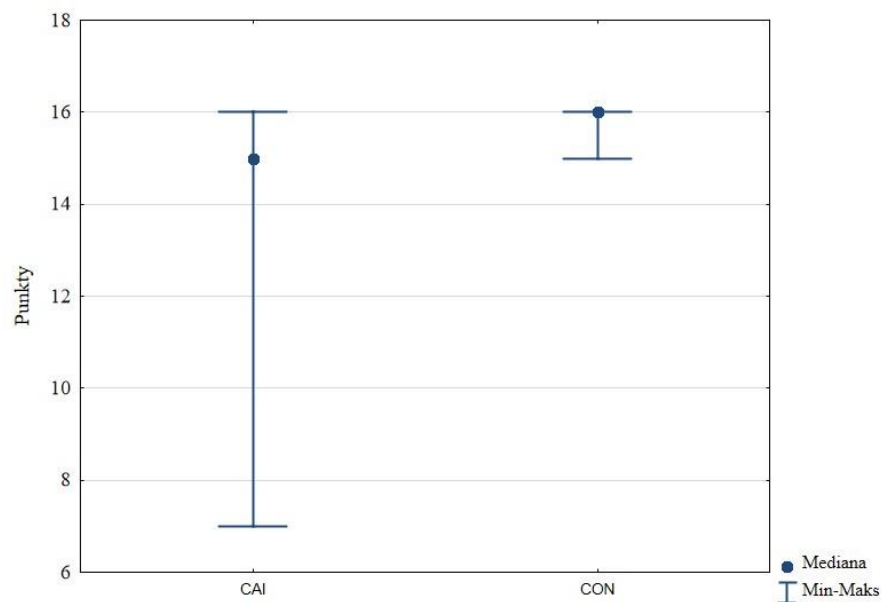
Różnica pomiędzy grupami CAI i CON istotna statystycznie na poziomie $p < 0,001$

Rycina 11. Wartości uzyskiwane w kwestionariuszu Foot and Ankle Disability Index w części dotyczącej codziennej aktywności (FADI ADL) przez grupę osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego (CAI) oraz kontrolną (CON)



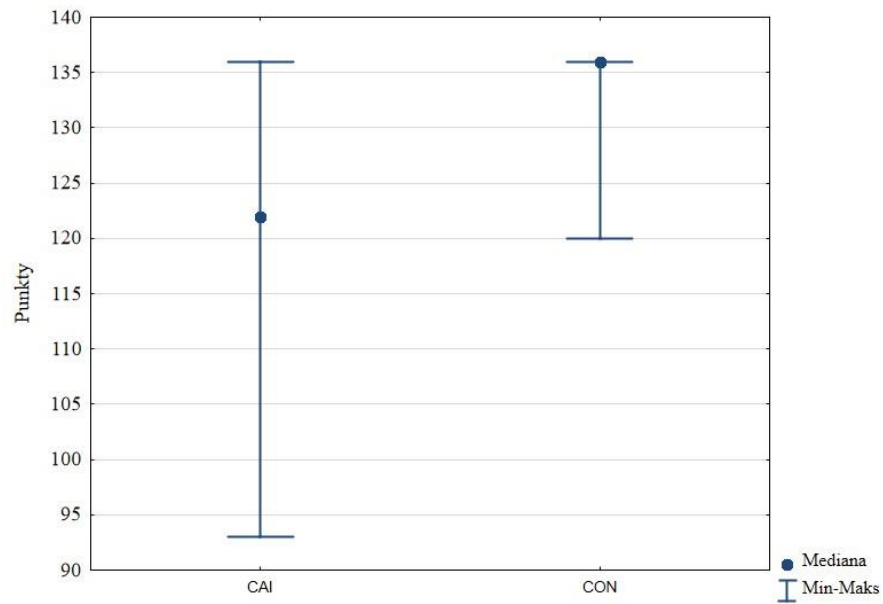
Różnica pomiędzy grupami CAI i CON istotna statystycznie na poziomie $p < 0,001$

Rycina 12. Wartości uzyskiwane w kwestionariuszu Foot and Ankle Disability Index w części sport (FADI SPORT) przez grupę osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego (CAI) oraz kontrolną (CON)



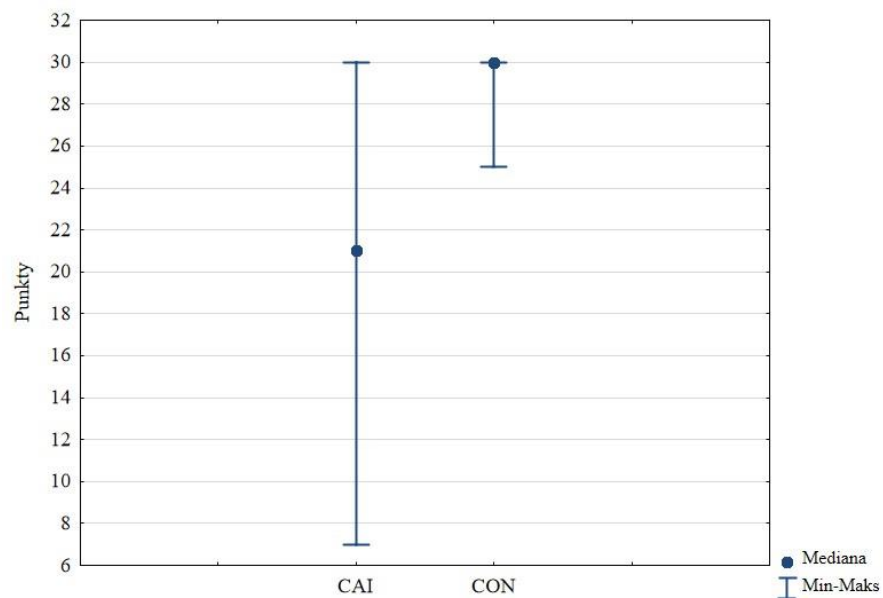
Różnica pomiędzy grupami CAI i CON istotna statystycznie na poziomie $p < 0,001$

Rycina 13. Wartości uzyskiwane przez uzyskiwane w kwestionariuszu Foot and Ankle Disability Index w części dotyczącej dolegliwości bólowych (FADI PAIN) grupę osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego (CAI) oraz kontrolną (CON)



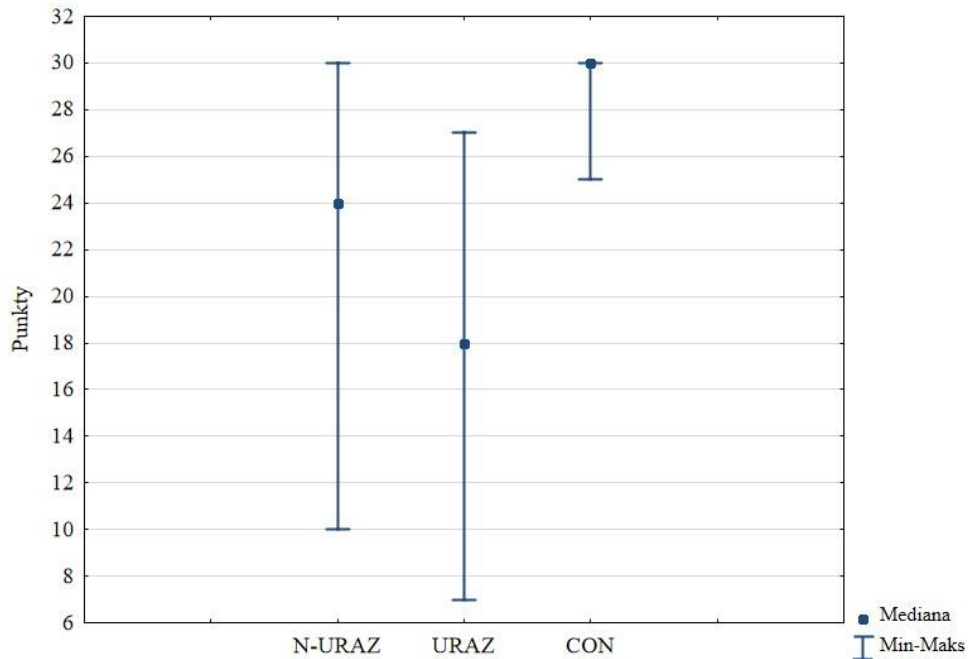
Różnica pomiędzy grupami CAI i CON istotna statystycznie na poziomie $p < 0,001$

Rycina 14. Wartości uzyskiwane w kwestionariuszu Foot and Ankle Disability Index (FADI TOTAL) przez grupę osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego (CAI) oraz kontrolną (CON)



Różnica wartości pomiędzy grupami CAI i CON istotna statystycznie na poziomie $p < 0,001$

Rycina 16. Wartości uzyskiwane w kwestionariuszu Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT) przez grupę osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego (CAI) oraz grupę kontrolną (CON)



Różnice pomiędzy N-URAZ i CON, URAZ i CON oraz N-URAZ i URAZ istotne statystycznie na poziomie $p < 0,001$

Rycina 16. Wartości uzyskiwane w kwestionariuszu Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT) przez osoby z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego w kończynie urazowej (URAZ) oraz nieurazowej (N-URAZ) w porównaniu do grupy kontrolnej (CON)

V 5. Związki występujące między równowagą, subiektywną oceną stanu funkcjonalnego oraz sygnałem wibroartrograficznym

W niniejszej pracy zbadano występowanie związków pomiędzy równowagą, subiektywną oceną stanu funkcjonalnego a sygnałem wibroartrograficznym. Istotne, słabe dodatnie zależności znaleziono pomiędzy parametrami równowagi mierzonej w warunkach statycznych w płaszczyźnie czołowej i parametrami równowagi ocenianymi w warunkach dynamicznych (tabela 7). Parametr *sd* korelował z parametrami OVSI i MLSI, z kolei parametr *ra* korelował z parametrami OVSI, APSI i MLSI. Słabe dodatnie zależności zaobserwowano również pomiędzy parametrami równowagi badanej w warunkach statycznych w płaszczyźnie strzałkowej (*sd*, *ra*, *mv*, *fd*) a wartościami osiąganymi przez uczestników w kwestionariuszu CAIT (tabela 8).

Ponadto w badaniach zaobserwowano występowanie umiarkowanej ujemnej korelacji pomiędzy wartościami osiąganymi przez kończynę urazową w badaniu

wibroartrograficznym a wartościami uzyskiwanymi w badaniu równowagi statycznej przez kończynę nieurazową w obu płaszczyznach (tabela 9).

Tabela 7. Zależności występujące pomiędzy parametrami osiąganymi w badaniu równowagi w warunkach statycznych w płaszczyźnie czołowej a wynikami badania równowagi w warunkach dynamicznych

	OVSI	APSI	MLSI
sd	0,18 p=0,037	0,12 p=0,161	0,17 p=0,046
ra	0,21 p=0,014	0,17 p=0,044	0,20 p=0,021
mv	0,05 p=0,537	0,02 p=0,780	0,12 p=0,156
fr	-0,06 p=0,468	-0,07 0,454	0,03 p=0,716
fd	-0,05 p=0,589	-0,03 p=0,754	0,01 p=0,929
se	-0,13 p=0,143	-0,12 p=0,182	-0,06 p=0,497

sd – amplituda, ra – zakres, mv – średnia prędkość, fr – częstotliwość, fd – wymiar fraktalny, se – entropia, OVSI – ogólny wskaźnik stabilności, APSI – stabilność w płaszczyźnie strzałkowej, MLSI – stabilność w płaszczyźnie czołowej

Tabela 8. Zależności występujące między parametrami równowagi badanej w warunkach statycznych w płaszczyźnie strzałkowej a wynikami osiąganymi w kwestionariuszu Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)

	CAIT
sd	-0,24 p=0,006
ra	-0,29 p=0,000
mv	-0,24 p=0,006
fr	-0,00 p=0,968
fd	0,22 p=0,011
se	-0,03 p=0,736

sd – amplituda, ra – zakres, mv – średnia prędkość, fr – częstotliwość, fd – wymiar fraktalny, se – entropia, CAIT – kwestionariusz Cumberland Ankle Instability Tool

Tabela 9. Zależności występujące pomiędzy parametrami jakości ruchu artrokinematycznego w kończynie urazowej a parametrami ocenianymi w badaniu równowagi w warunkach statycznych w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w kończynie nieurazowej

	VMS URAZ	R4 URAZ	P1 URAZ	P2 URAZ
sd AP	0,27	0,27	-0,01	0,28
N-URAZ	p=0,133	p=0,122	p=0,959	p=0,109
ra AP	0,05	0,04	-0,17	0,07
N-URAZ	p=0,803	p=0,846	p=0,339	p=0,690
mv AP	-0,33	-0,32	-0,37	-0,29
N-URAZ	p=0,058	p=0,067	p=0,035	p=0,103
fr AP	-0,46	-0,45	-0,31	-0,43
N-URAZ	p=0,007	p=0,008	0,084	p=0,013
fd AP	-0,38	-0,38	-0,27	-0,38
N-URAZ	p=0,030	p=0,030	p=0,125	p=0,027
se AP	-0,42	-0,44	-0,20	-0,41
N-URAZ	p=0,016	p=0,010	p=0,270	p=0,018
sd ML	-0,19	-0,13	-0,40	-0,10
N-URAZ	p=0,290	p=0,450	p=0,022	p=0,564
ra ML	-0,17	-0,08	-0,42	-0,10
N-URAZ	p=0,353	p=0,665	p=0,014	p=0,583
mv ML	-0,30	-0,29	-0,27	-0,20
N-URAZ	p=0,094	p=0,111	p=0,133	p=0,273
fr ML	-0,29	-0,35	-0,017	-0,25
N-URAZ	p=0,105	p=0,046	p=0,951	p=0,168
fd ML	-0,22	-0,28	0,02	-0,20
N-URAZ	p=0,223	p=0,116	p=0,901	p=0,257
se ML	-0,31	-0,35	0,03	-0,27
N-URAZ	p=0,084	p=0,047	p=0,890	p=0,128

sd – amplituda, ra – zakres, mv – średnia prędkość, fr – częstotliwość, fd – wymiar fraktalny, se – entropia, AP – płaszczyzna strzałkowa, ML – płaszczyzna czołowa, VMS – wariancja średnich kwadratów, R4 – średnia z czterech wartości minimalnych i maksymalnych sygnału, P1 – sumy widmowych gęstości mocy w przedziałach częstotliwości 50-250 Hz, P2 – sumy widmowych gęstości mocy w przedziałach częstotliwości 250-450 Hz, URAZ – kończyna urazowa w grupie badanej, N-URAZ – kończyna nieurazowa w grupie badanej

VI DYSKUSJA

W niniejszej pracy oceniona została równowaga badana w warunkach statycznych oraz dynamicznych, jakość ruchu artrokinematycznego oraz subiektywna ocena stanu funkcjonalnego u sportowców z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego oraz w grupie sportowców, u których nie występowały jakiegokolwiek urazy (grupa kontrolna). Ocena powyższych obszarów umożliwiła szersze spojrzenie na deficyty występujące w badanej grupie, niż miało to miejsce w dotychczas prezentowanych doniesieniach. Lepsze poznanie spektrum zaburzeń funkcjonalnych występujących u osób z CAI, jak również ich podłoża, może pozwolić na dobranie bardziej precyzyjnego programu rehabilitacyjnego ukierunkowanego na ich potrzeby. Wydaje się, że dzięki odpowiednio dobranej terapii, zwłaszcza sportowcy, będą mogli szybciej wrócić do pełnej sprawności.

VI 1. Badanie równowagi w warunkach statycznych i dynamicznych

W płaszczyźnie strzałkowej kończyna urazowa w grupie CAI uzyskiwała wyższe wartości parametrów liniowych (sd i ra) w porównaniu do grupy CON. Z kolei kończyna nieurazowa uzyskiwała wyższe wartości parametrów ra i mv w porównaniu do grupy CON (tabela 2). Tak prezentujące się wyniki są zbieżne z obserwacjami Cho i Park (2019), Delahunt i wsp. (2018), Huurnink i wsp. (2014), Kobayashi i Gamada (2014), McKeon i Hertel (2008), Terada i wsp. (2019), którzy również zaobserwowali pogorszenie równowagi ocenianej w warunkach statycznych w grupie osób po skręceniu stawu skokowego. W wyniku urazu dochodzi do uszkodzenia struktur okołostawowych odpowiedzialnych za bierną stabilizację stawu oraz zlokalizowanych w nich mechanoreceptorów. Powoduje to zaburzenie oraz zmniejszenie ilości przekazywanych informacji proprioceptywnych, występowanie deficytów sensorycznych (m.in. pogorszenie czucia pozycji stawu) oraz wydłużenie czasu reakcji mięśni. Przekłada się to pogorszenie kontroli nerwowo-mięśniowej i może powodować zmienioną i niewystarczającą odpowiedź motoryczną na zaistniałe perturbacje. Zjawisko to wydaje się dotyczyć w szczególności płaszczyzny strzałkowej z uwagi na większy fizjologiczny zakres ruchu niż ma to miejsce w płaszczyźnie czołowej (Al-Mohrej i Al-Kenani, 2017; Dallinga i wsp., 2016; Gabriner i

wsp., 2015; Golditz i wps., 2016, Hall i wsp.; 2018a, Hertel i Corbett, 2019; Hung, 2015; Mojza i wsp. 2018; Rahmana i wsp., 2010).

Wartym rozważenia jest, czy pogorszenie równowagi w grupie CAI może być związane ze zmianą właściwości mechanicznych mięśni okolicy stawu skokowego. Serra-Añó i wsp. (2021) oraz Stefaniak i wsp. (2022) wykazali, że u osób po skręceniu stawu skokowe dochodzi do zmian właściwości mechanicznych i wiskoelastycznych mięśni stabilizujących staw skokowy. Zaobserwowali oni zwiększoną sztywność i napięcie mięśnia piszczelowego przedniego, strzałkowego długiego i głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki. Zmiana właściwości mechanicznych tychże mięśni może wiązać się ze zmienioną aktywacją jednostek motorycznych, a to z kolei prowadzić do zaburzonej odpowiedzi motorycznej. Ponadto zwiększona sztywność mięśni będzie wiązać się z większą predyspozycją do wystąpienia urazu, co jest obserwowane u osób z CAI.

Prezentowane wyniki badań własnych stoją w opozycji do wyników zaobserwowanych przez Huurninka i wsp. (2014), Mohamadi i wsp. (2020), Mojza i wsp. (2018), Rosen i wsp. (2017) oraz Simpson i wsp. (2019), którzy nie zaobserwowali pogorszenia równowagi u osób po skręceniu stawu skokowego. W badaniach powyższych autorów uwzględniono osoby z CAI, jak i uczestników z nawracającymi skręcieniami i FAI oraz osoby po jednokrotnym skręceniu stawu skokowego. Różnice między prezentowanymi wynikami a wynikami własnymi można tłumaczyć faktem, iż badane były niespecyficzne i heterogeniczne grupy. Huurnink i wsp. (2014) oceniali równowagę u hokeistów. Brak różnic w równowadze u osób po urazie może być związany z charakterystyką uprawianej dyscypliny – u zawodników tych konieczny jest wysoki poziom kontroli nerwowo-mięśniowej przejawiający się m.in. odpowiednim poziomem równowagi. Ponadto, mimo podobnego stażu treningowego, brak jest informacji o tygodniowym czasie poświęcanym na aktywność ruchową, co również wydaje się mieć znaczenie. Rosen i wsp. (2017) oraz Simpson i wsp. (2019) oceniali równowagę u osób z CAI, jednak nie uwzględniali oni poziomu aktywności podejmowanej przez uczestników, co może mieć wpływ na prezentowane przez nich wyniki. Mojza i wsp. (2018) nie zaobserwowali różnic w równowadze, jednak oceniane były osoby po jednokrotnym skręceniu oraz z niższym poziomem podejmowanej aktywności ruchowej. Natomiast Mohamadi i wsp. (2020) badali grupy osób z CAI, osób po skręceniu stawu skokowego nie wykazujących deficytów oraz

grupę kontrolną. Zadaniem uczestników było utrzymanie równowagi z równocześnie wykonywanym zadaniem kognitywnym. Niestety publikacji nie znajdują się informacje o poziomie podejmowanej aktywności, co dodatkowo utrudnia porównywanie grup. Informacja o czasie, który przeznaczony był na podejmowanie aktywności fizycznej wydaje się mieć istotne znaczenie. Jak pokazują publikacje, aktywność ruchowa, szczególnie ukierunkowana na ćwiczenia równoważne i wzmacniające mięśnie okolicy stawu skokowego, wpływa na wyniki osiągane w testach równowagi (Hall i wsp., 2018a; Hoch i wsp., 2023; McKeon i wsp., 2008; Tennler i wsp., 2023). Ponadto rozbieżności pomiędzy wynikami badań własnych a cytowanymi powyżej mogą być spowodowane użyciem różnych platform, ale też wyliczaniem różniących się między autorami parametrów charakteryzujących równowagę statyczną.

Oprócz tradycyjnych miar COP coraz częściej w analizie równowagi osób z CAI wykorzystywane są parametry nieliniowe (entropia i wymiar fraktalny), które pozwalają na wzbogaconą ocenę procesu utrzymywania równowagi. Według Miklovica i wsp. (2018) wymiar fraktalny może pokazać, czy osoba po skręceniu jest w stanie integrować informacje somatosensoryczne, a następnie wykorzystać je w procesie utrzymywania równowagi. W niniejszej pracy stwierdzono niższe wartości wymiaru fraktalnego w grupie osób po skręceniu stawu skokowego (tabela 4). Może to świadczyć o zmniejszeniu się adaptacyjności układu równowagi, mniejszej „elastyczności” przy doborze strategii motorycznej oraz bardziej konserwatywnych działaniach ukierunkowanych za zapewnienie bezpieczeństwa i stabilności (Borzucka i wsp., 2020; Piątek-Krzywicka i wsp., 2022). Dodatkowo Borzucka i wsp. (2020) sugeruje, że większe wartości wymiaru fraktalnego u sportowców trenujących na wysokim poziomie mogą świadczyć o lepszym wykorzystaniu informacji sensorycznych, co przekłada się na lepszą kontrolę nerwowo-mięśniową oraz lepszą adaptację do zmieniających się warunków podczas podejmowanej aktywności.

Część badaczy postuluje, aby badania sportowców wykonywane były w warunkach dynamicznych. Stanie jednonóż na stabilnym podłożu jest dla nich często zadaniem nieodpowiednim i niepozwalającym na właściwą ocenę kontroli nerwowo-mięśniowej, ponieważ podczas treningów i podejmowanej aktywności sportowej muszą sprostać bardziej zaawansowanym zadaniom ruchowym (np. częste wyskoki ze stania jednonóż czy lądowania) (Dallinga i wsp., 2016; Kuczyński i wsp., 2016; Rahnama i wsp., 2010; Song

i wsp., 2022). Dlatego też coraz częściej wykonuje się badania równowagi w warunkach dynamicznych, np. przy użyciu dynamicznych platform. Dużą popularnością cieszą się również testy oceniające czas stabilizacji po wykonaniu zadania motorycznego, czy test gwiazdy (Star Excursion Balance Test, SEBT), które bardzo dobrze pozwalają ocenić deficyty w zakresie równowagi dynamicznej u sportowców z CAI (Bural i wsp., 2019; Hwang i wsp., 2021; Kosik i wsp., 2019; Simpson i wsp., 2019; Watabe i wsp., 2022).

W wynikach badań własnych, analizując wartości parametrów zarejestrowane dla obu kończyn w grupie CAI zaobserwowano, że kończyna nieurazowa cechuje się znacząco lepszą równowagą (parametry OVSI i APSI), w warunkach dynamicznych, w porównaniu do kończyny urazowej oraz do grupy CON (tabela 5). Natomiast nie zaobserwowano istotnych różnic pomiędzy wartościami zarejestrowanymi dla kończyny urazowej a grupą CON. Tak prezentujące się wyniki stoją w opozycji do Bączkowicza i wsp. (2017) – zaobserwowali oni pogorszenie równowagi w warunkach dynamicznych w grupie CAI. Różnice te mogą jednak wynikać z ilości czasu tygodniowo przeznaczanego na aktywność, który jest o ponad połowę krótszy niż czas aktywności sportowców biorących udział w niniejszych badaniach (odpowiednio 4-5h/tydz. vs. 11-12h/tydz.). Co więcej, pogorszenie w równowadze badanej w warunkach dynamicznych przy użyciu SEBT obserwowane jest w wynikach badań wielu autorów podczas badania osób po skręceniu stawu skokowego, jak i w grupie CAI (Hertel i Corbett, 2019; Hwang i wsp., 2021; Kosik i wsp., 2019; Miklovic i wsp., 2018; Rosen i wsp., 2017; Song i wsp., 2022). Należy jednak pamiętać, że w SEBT to badany „reguluje” swoją niestabilność poprzez sięgnięcie kończyną w wybranym kierunku. Odległość ta będzie zależeć od jego własnego poczucia stabilności. Podczas badania na Biodex Balance System SD poziom niestabilności jest zadawany *a priori* i badany nie jest w stanie go regulować. Tak prezentujące się różnice w badaniu będą z pewnością wpływały na dobór odpowiedzi ruchowej. Wiele publikacji pokazuje, że u osób z CAI dochodzi do specyficznych zmian w odpowiedziach motorycznych. Wykorzystują oni różne strategie, eliminują ruchy dodatkowe, usztywniają tułów. Często podczas badania równowagi obserwuje się aktywację mięśni w okolicy stawów biodrowych, a jakiegokolwiek dodatkowe zadanie ruchowe pogarsza równowagę (Hertel i Corbett, 2019; Hopkins i wsp., 2019; Hwang i wsp., 2021; Kim i wsp., 2019; Mohamadi i wsp., 2020; Terada i wsp., 2019). Wydaje się, że zmiany w odpowiedzi motorycznej na działający bodziec destabilizujący

mogą być związane z pogorszeniem kontroli nerwowo-mięśniowej u osób po skręceniu stawu skokowego. Ponadto podczas tego samego zadania ruchowego grupa ta potrafi prezentować kilka różnych strategii w celu utrzymania równowagi (Hopkins i wsp., 2019).

Wartym zauważenia jest fakt, że Song i wsp. (2022) w swoim przeglądzie literatury wykazali, że u osób z CAI dochodzi do pogorszenia równowagi ocenianej w warunkach dynamicznych w obu kończynach w porównaniu do grupy kontrolnej, jednak wartości rejestrowane dla kończyny nieurazowej są zbliżone do uzyskiwanych przez osoby zdrowe. Stoi to w opozycji do wyników badań własnych, w których kończyna nieurazowa w grupie CAI charakteryzowała się znacząco lepszą równowagą, natomiast wartości zarejestrowane dla kończyny, w której doszło do skręcenia nie różniły się w porównaniu do grupy CON.

Przy interpretacji wyników należy zwrócić uwagę na włączenie do treningu w grupie CAI ćwiczeń równoważnych i wzmacniających mięśnie odpowiedzialne za stabilizację stawu skokowego. Lepsza równowaga podczas jej badania w warunkach dynamicznych może być związana z dodatkowymi ćwiczeniami oraz z tym, że po urazie każdy sportowiec odbył rehabilitację ukierunkowaną na poprawę stabilności oraz wzmacnianie mięśni okolicy stawu skokowego. Natomiast sportowcy z grupy CON uczestniczyli w standardowym treningu, co mogło przyczynić się do osiągania przez nich gorszych wartości podczas badania. Jak pokazuje literatura stosowanie zarówno treningu równoważnego, jak i ćwiczeń wzmacniających znacząco poprawia równowagę u osób z niestabilnością, a efekty te widoczne są w badaniu równowagi (Elsotohy i wsp., 2021; Hall i wsp., 2018a; Hoch i wsp., 2023; McKeon i wsp., 2008; Tennler i wsp., 2023). Dodatkowo stosowanie różnych ćwiczeń wymaga od uczestnika stosowania różnych strategii, a to przekłada się na lepsze planowanie ruchu (Burcal i wsp., 2019; Hopkins i wsp. 2019).

VI 2. Ocena jakości ruchu artrokinematycznego

Wibroartrografia jest metodą z powodzeniem wykorzystywaną w ocenie spływu różnych czynników na zmianę jakości ruchu artrokinematycznego stawów kolanowych, jednak przy jej pomocy można oceniać także jakość ruchu w innych stawach, np. stawach skroniowo-żuchwowych, stawie ramiennym czy skokowym (Bączkowicz i Kręcisz, 2013; Bączkowicz i wsp., 2017; Łysiak i wsp., 2022; Zhang i wsp., 2014). Wyniki badań

zaprezentowane w niniejszej pracy, są jednymi z pierwszych, w których metoda ta została wykorzystana do oceny stawu skokowego. Poprzednio wykazano, że niestabilność stawu skokowego górnego rozwinięta na skutek powtarzających się urazów skrętnych, oprócz pogorszonej kontroli nerwowo-mięśniowej nad stawem może prowadzić do pogorszenia jakości ruchu artrokinematycznego w jego obrębie, związanego z daleko idącymi zmianami w środowisku biomechanicznym stawu (Bączkiewicz i wsp., 2017). W niniejszej pracy nie zaobserwowano jednak istotnych różnic w sygnale wibroartrograficznym pomiędzy badanymi grupami oraz pomiędzy ocenianymi kończynami w grupie sportowców z CAI.

Brak różnice w zapisie sygnału wibroartrograficznego w badaniach własnych stoi w opozycji do wyników prezentowanych przez Bączkowicza i wsp. (2017), gdzie osoby z CAI charakteryzowały się znacząco wyższymi wartościami parametrów wibroartrograficznych. Należy jednak zauważyć, że w przytaczanej pracy badane osoby o poziomie aktywności fizycznej na poziomie 4-5 godzin tygodniowo. Natomiast w niniejszej pracy obciążenia treningowe były zdecydowanie większe i wynosiły ok. 11-12 godzin tygodniowo. Tak wysoki poziom podejmowanej aktywności będzie wiązał się ze znacznym obciążeniem stawu skokowego w obu badanych grupach (CAI i CON) oraz charakterystyka uprawianej dyscypliny (koszykówka, siatkówka, piłka ręczna), co może prowadzić do sumujących się mikrourazów i zaburzeń w środowisku biomechanicznym stawu, m.in. w obrębie chrząstki stawowej. To z kolei przekładać będzie się na podobny zapis sygnału w badanych grupach, jak i kończynach w grupie CAI. Jak pokazują badania przeprowadzone na stawach kolanowych zapis sygnału stawów zdrowych różni się od stawów zmienionych chorobowo (zmiany w kształcie sygnału i wartościach parametrów) (Bączkiewicz i Kręcisz, 2013; Bączkiewicz i wsp., 2015; Befrui i wsp., 2018; Samani i wsp., 2020). W wynikach badań własnych, w grupie CON, nie obserwuje się „gładkiego” sygnału charakterystycznego dla zdrowych stawów. W grupie tej sygnał posiada pewne cechy sygnału charakterystyczne dla sygnału osób z chorobą zwyrodnieniową stawu, co może świadczyć o zaburzeniach w jakości ruchu artrokinematycznego w obu badanych grupach (Bączkiewicz i wsp., 2015).

VI 3. Subiektywna ocena stanu funkcjonalnego badanych

Do subiektywnej oceny stanu funkcjonalnego wykorzystane zostały kwestionariusze CAIT i FADI. W FADI grupa CAI oceniała swój stan zdecydowania gorzej w porównaniu do grupy CON we wszystkich częściach ankiety. Podobnie sytuacja prezentowała się w wartościach kwestionariusza CAIT – osoby z przewlekłą niestabilnością dużo częściej doświadczają poczucia niestabilności stawu skokowego i gorzej oceniały swój stan funkcjonalny. Dodatkowo kończyna urazowa oceniana była gorzej w porównaniu do kończyny nieurazowej. Podobne wyniki obserwuje się w innych publikacjach (Elsotohy i wsp., 2021; Hoch i wsp., 2023; Tennler i wsp., 2023). Osoby z przewlekłą niestabilnością oceniały swój stan gorzej w porównaniu do osób zdrowych, ale też w porównaniu do osób, u których pomimo skręceń nie wystąpiły żadne deficyty (tzw. grupa *copers*) (Hopkins i wsp., 2019). Ponadto poprawę w subiektywnej ocenie stanu funkcjonalnego można uzyskać poprzez odpowiedni trening rehabilitacyjny uwzględniający m.in. trening równoważny (Hall i wsp., 2018b; Hoch i wsp., 2023; Tennler i wsp., 2023). Sportowcy biorący udział w niniejszych badaniach, po przeprowadzeniu rehabilitacji, do treningu mieli na stałe włączone zarówno ćwiczenia wzmacniające mięśnie okolicy stawu skokowego jak również ćwiczenia równoważne. Możliwe jest, że gdyby nie to, ich subiektywnie oceniany stan funkcjonalny oraz poczucie niestabilności byłyby jeszcze gorsze.

VI 4. Ocena zależności występujących pomiędzy analizowanymi parametrami

W analizie wyników uwzględnione zostały zależności pomiędzy parametrami osiąganymi podczas badania równowagi, oceną jakością ruchu artrokinematycznego oraz subiektywną oceną funkcjonalną badanych.

W badaniu zaobserwowano słabe korelacje pomiędzy amplitudą sygnału COP mierzoną w płaszczyźnie czołowej a ogólnym wskaźnikiem stabilności i parametrem stabilności boczno-przyśrodkowej. Natomiast zakres sygnału COP słabo korelował z wszystkimi parametrami ocenianymi podczas badania równowagi w warunkach dynamicznych (tabela 7). Wydaje się więc, że zwiększenie wartości amplitudy i zakresu sygnału COP wiąże się ze wzrostem wychwiał, szczególnie w płaszczyźnie czołowej oraz

z wartością ogólnego wskaźnika stabilności, podczas badania równowagi w warunkach dynamicznych. Jako, że korelujące ze sobą parametry służą do opisywania procesu utrzymywania równowagi wydaje się, że gorszy przebieg tegoż procesu w warunkach statycznych mogłoby skutkować również gorszym przebiegiem badania w warunkach dynamicznych.

Kolejną zaobserwowaną zależnością jest ujemna słaba korelacja pomiędzy wartościami osiąganymi w kwestionariuszu CAIT a większością parametrów liniowych uzyskiwanych podczas badania równowagi statycznej w płaszczyźnie strzałkowej. Wraz ze spadkiem wartości deklarowanych w CAIT wzrasta wartość parametrów liniowych (tabela 8). A zatem obserwuje się, że czym gorszy stan funkcjonalny i większa niestabilność badanych, tym większych zaburzeń równowagi statycznej możemy spodziewać się w płaszczyźnie strzałkowej. Co więcej zaobserwowano korelację pomiędzy wartościami wymiaru fraktalnego w płaszczyźnie strzałkowej a wynikami kwestionariusza CAIT (tabela 8). Można więc przypuszczać, iż gorszy stan funkcjonalny będzie wiązał się z pewnym pogorszeniem stabilności, ale też większą adaptacyjnością układu równowagi (Ashtiani i Mahmood-Reza, 2017; Doherty i wsp., 2014; Szafraniec i wsp., 2018).

W analizie uwzględniona została również ocena zależności pomiędzy wartościami osiąganymi w kończynie, w której doszło do urazu a kończyną kontralateralną w grupie CAI (tabela 9). Umiarkowane ujemne korelacje o istotnym znaczeniu zaobserwowano pomiędzy parametrami sygnału wibroartrograficznego w skróconym stawie a parametrami liniowymi równowagi statycznej w płaszczyźnie strzałkowej oraz czołowej kończyny przeciwnej. Wydaje się, więc, że wyższe wartości parametrów sygnału wibroartrograficznego będą mieć związek z uzyskiwaniem niższych wartości parametrów liniowych podczas badania równowagi. Można tu domniemywać, że im większe zaburzenia w jakości ruchu artrokinematycznego w kończynie urazowej, tym lepsza równowaga w kończynie nieurazowej. Dlatego też po skręceniu kończyna przeciwna do urazowej posiada lepszą równowagę. Podobną zależność obserwuje się w publikacjach, w których, po analizie wyników osiągniętych przez osoby po skręceniu, obserwuje się pogorszenie równowagi na obu kończynach dolnych, jednak kończyna nieskręcona wydaje się być stabilniejsza (Dallinga i wsp., 2016; Miklovic i wsp., 2018; Mojza i wsp., 2018; Song i wsp., 2022).

Dodatkowo umiarkowaną ujemną korelację zaobserwowano pomiędzy parametrami oceniającymi jakość ruchu artrokinematycznego a nieliniowymi parametrami równowagi badanej w warunkach statycznych (tabela 9). Przy pogorszeniu jakości ruchu w stawie skokowym spada wartość wymiaru fraktalnego w płaszczyźnie strzałkowej. Wydaje się, że zależność ta może świadczyć o lepszej stabilności w kończynie nieurazowej, ale też mniejszej adaptacyjności układu równowagi w tejże płaszczyźnie. Można też przypuszczać, że spadek wartości entropii w obu płaszczyznach będzie świadczyć o mniejszym automatyzmie i poświęcaniu większej uwagi kontroli równowagi. Tak prezentujące się zależności parametrów nieliniowych równowagi statycznej wydają się uzupełniać zależności występujące między parametrami liniowymi równowagi a sygnałem VAG. Oznacza to, że kończyna nieurazowa cechuje się lepszą równowagą, ale kosztem większej uwagi poświęcanej na kontrolę wychwiał.

VI 5. Ograniczenia pracy

Na wyniki niniejszej pracy należy patrzeć mając na uwadze jej ograniczenia. Pierwszym z nich jest niewielka liczebność badanej grupy. Pomimo szeroko zakrojonych badań ankietowych niewielu sportowców spełnia kryteria włączenia do grupy CAI oparte o wytyczne International Ankle Consortium.

Kolejnym ograniczeniem niniejszych badań jest uczestnictwo sportowców z dużym stażem gry oraz znacznym obciążeniem treningowym (ok. 10 godzin tygodniowo, średni czas aktywności sportowej – ok. 9 lat). Sportowcy trenujący krócej oraz poświęcający na trening mniejszą liczbę godzin tygodniowo mogą charakteryzować się innym zapisem sygnału wibroartrograficznego. Ponadto ograniczeniem pracy jest brak badań obrazowych w grupie klinicznej (CAI). Pozwoliłoby to na skorelowanie otrzymanych wyników badań z ewentualnie występującymi zaburzeniami strukturalnymi, co byłoby szczególnie pomocne przy ocenie jakości ruchu artrokinematycznego.

W ograniczeniach pracy należy zaznaczyć, że nie wszystkie prace dotyczące osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego spełniały kryteria przedstawione przez International Ankle Consortium. Tak więc wyniki badań własnych porównywane były

z wynikami badań prowadzonych na grupach o odmiennej charakterystyce, co mogło przekładać się na rozbieżności w uzyskanych wynikach.

Powoduje to porównywanie uzyskanych wyników z niehomogeniczną grupą badanych osób, co przekładać się na rozbieżności w wynikach cytowanych prac.

Ostatnim ograniczeniem jest badanie równowagi jedynie przy oczach otwartych. W związku z deficytami w zakresie propriocepcji osoby z CAI, podczas utrzymywania równowagi, w znacznym stopniu polegają na informacji wzrokowej. Pozbawienie ich tej informacji dodatkowo utrudniłoby zadanie motoryczne oraz mogłoby w znaczący sposób wpłynąć na osiągnięte przez nich wyniki.

Znając ograniczenia pracy należy wskazać dalsze kierunki badań. Na kolejnych etapach badań, należałoby zwiększyć liczbę uczestników w grupie CAI. Możliwe byłoby wtedy sprawdzenie, czy i jakie różnice występować będą pomiędzy kobietami i mężczyznami z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego. Co więcej kolejne badania należy poszerzyć o grupę osób, które podejmują rekreacyjną aktywność ruchową, gdyż problem CAI nie występuje jedynie u sportowców, ale dotyczy również tej grupy. Ponadto badanie wibroartrograficzne powinno zostać uzupełnione o zapis sygnału w zamkniętym łańcuchu artrokinematycznym, np. podczas wspięcia na palce. Testowanie ruchu przy obciążeniu stawu ciężarem ciała jest zbliżone do warunków w jakich staw skokowy funkcjonuje na co dzień, szczególnie w odniesieniu do sportowców uprawiających sporty skocznościowe. Pomocne byłoby również poszerzenie eksperymentu o badania obrazowe, np. rezonans magnetyczny, który umożliwiłby na najdokładniejszą ocenę struktur stawowych w odniesieniu do jakości ruchu artrokinematycznego.

VII WNIOSKI

1. Osoby z CAI cechowały się gorszą równowagą w warunkach statycznych w płaszczyźnie strzałkowej w porównaniu do grupy kontrolnej.
2. Osoby z CAI charakteryzowały się lepszą równowagą ocenianą w warunkach dynamicznych w porównaniu do osób z grupy kontrolnej. W grupie CAI, w kończynie, w której doszło do urazu zaobserwowano gorszą równowagę w porównaniu do kończyny przeciwnej.
3. U osób z CAI nie zaobserwowano różnic w zapisie sygnału wibroartrograficznego w porównaniu do osób w grupie kontrolnej. W grupie CAI jakość ruchu artrokinematycznego charakteryzowała się podobnym przebiegiem sygnałem w obu kończynach dolnych.
4. Osoby z grupy CAI gorzej oceniały swój stan funkcjonalny w porównaniu do grupy kontrolnej. Kończyna, w której doszło do skręceń oceniana była zdecydowanie gorzej w porównaniu do kończyny nieurazowej.
5. W badaniach zauważono, że gorszy stan funkcjonalny i większy poziom niestabilności stawu skokowego, wyrażony skalą CAIT, wiązał się z gorszą równowagą badaną w warunkach statycznych w płaszczyźnie strzałkowej. Zaobserwowano dodatnią korelację pomiędzy parametrami opisującymi równowagę w warunkach statycznych w płaszczyźnie czołowej a parametrami równowagi ocenianej w warunkach dynamicznych. Dodatkowo zaobserwowano, że niższy poziom jakości ruchu artrokinematycznego stawu skokowego w kończynie urazowej wiązał się z lepszą równowagą statyczną w kończynie nieurazowej.

VIII PIŚMIENICTWO

1. Al Mahrouqi M, MacDonald D, Vicenzino B, Smith M. Quality of life, function and disability in individuals with chronic ankle symptoms: a cross-sectional online survey. *J Foot Ankle Res.* 2020, 13(1): 67.
2. Al-Mohrej O, Al-Kenani N. Acute ankle sprain: conservative or surgical approach? *EFORT Open Rev.* 2017, 1(2): 34-44.
3. Ashtiani M, Mahmood-Reza A. Nonlinear dynamics analysis of the human balance control subjected to physical and sensory perturbations. *Acta Neurobiol Exp (Wars).* 2017, 77(2): 168-175.
4. Baratto L, Morasso P, Re C, Spada G. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. *Motor Control.* 2002, 6(3): 246-270.
5. Bączkiewicz D, Falkowski K, Majorczyk E. Assessment of Relationships Between Joint Motion Quality and Postural Control in Patients With Chronic Ankle Joint Instability. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2017, 47(8): 570-577.
6. Bączkiewicz D, Kręcisz K. Vibroarthrography in the evaluation of musculoskeletal system - a pilot study. *Ortop Traumatol Rehabil.* 2013, 15(5): 407-416.
7. Bączkiewicz D, Kręcisz K, Borysiuk Z. Analysis of patellofemoral arthrokinematic motion quality in open and closed kinetic chains using vibroarthrography. *BMC Musculoskelet Disord.* 2019, 20(1): 48.
8. Bączkiewicz D, Majorczyk E. Joint motion quality in vibroacoustic signal analysis for patients with patellofemoral joint disorders. *BMC Musculoskelet Disord.* 2014, 15: 426.
9. Bączkiewicz D, Majorczyk E, Kręcisz K. Age-related impairment of quality of joint motion in vibroarthrographic signal analysis. *Biomed Res Int.* 2015, 591707.
10. Bączkiewicz D, Skiba G, Falkowski K, Domaszewski P, Selkow N. Effects of immobilization and re-mobilization on knee joint arthrokinematic motion quality. *J Clin Med.* 2020, 9(2): 451.
11. Befrui N, Elsner J, Flessler A, Huvanandana J, Jarrousse O, Le T, Müller M, Schulze W, Taing S, Weidert S. Vibroarthrography for early detection of knee osteoarthritis

- using normalized frequency features. *Med Biol Eng Comput.* 2018, 56(8): 1499-1514.
12. Bieć E, Zima J, Wójtowicz, Wojciechowska-Maszkowska B, Kręcisz K, Kuczyński M. Postural stability in young adults with Down syndrome in challenging conditions. *PLoS One.* 2014, 9(4): e94247.
 13. Błaszczyk J. *Biomechanika Kliniczna.* PZWL, Warszawa, 2004, p. 192-232
 14. Błaszczyk J, Czerwosz L. Stabilność posturalna w procesie starzenia. *Geront Pol* 2005, 13(1): 25-36.
 15. Błaszczyk J, Klonowski W. Postural stability and fractal dynamics. *Acta Neurobiol Exp (Wars).* 2001, 61(2): 105-112.
 16. Bonnel F, Toullec E, Mabit C, Tourné Y. Chronic ankle instability: biomechanics and pathomechanics of ligaments injury and associated lesions. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2010, 96(4): 424-432.
 17. Borzucka D, Kręcisz K, Rektor Z, Kuczyński M. Postural control in top-level female volleyball players. *BMC Sports Sci Med Rehabil.* 2020, 12: 65.
 18. Burcal C, Jeon H, Gonzales J, Faust M, Thomas A, Hubbard-Turner T, Wikstrom E. Cortical measures of motor planning and balance training in patients with chronic ankle instability. *J Athl Train.* 2019, 54(6): 727-736.
 19. Creath R, Kiemel T, Horak F, Jeka J. The role of vestibular and somatosensory systems in intersegmental control of upright stance. *J Vestib Res.* 2008, 18(1): 39-49.
 20. Dallinga J, van der Does H, Benjaminse A, Lemmink K. Dynamic postural stability differences between male and female players with and without ankle sprain. *Phys Ther Sport.* 2016, 17: 69-75.
 21. Delahunt E. Neuromuscular contributions to functional instability of the ankle joint. *J Bodywork Move Ther* 2007, 11: 203–213.
 22. Delahunt E, Bleakley C, Bossard D, Caulfield B, Docherty C, Doherty C, Fourchet F, Fong D, Hertel J, Hiller C, Kaminski T, McKeon P, Refshauge K, Remus A, Verhagen E, Vicenzino B, Wikstrom E, Gribble P. Clinical assessment of acute lateral ankle sprain injuries (ROAST): 2019 consensus statement and

- recommendations of the International Ankle Consortium. *Br J Sports Med.* 2018, 52(20): 1304-1310.
23. Doherty C, Bleakley C, Hertel J, Caulfield B, Ryan J, Delahunt E. Balance failure in single limb stance due to ankle sprain injury: an analysis of center of pressure using the fractal dimension method. *Gait Posture.* 2014, 40(1): 172-176.
 24. Elsotho N, Salim Y, Nassif N, Hanafy A. Cross-education effect of balance training program in patients with chronic ankle instability: A randomized controlled trial. *Injury.* 2021, 52(3): 625-632.
 25. Evans G, Hardcastle P, Frenyo A. Acute rupture of the lateral ligament of the ankle. To suture or not to suture? *J Bone Joint Surg Br.* 1984, 66(2): 209-212.
 26. Freeman M. Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *J Bone Joint Surg Br.* 1965, 47(4): 669-677.
 27. Gabriner M, Houston M, Kirby J, Hoch M. Contributing factors to star excursion balance test performance in individuals with chronic ankle instability. *Gait Posture.* 2015; 41(4): 912-6.
 28. Falkowski K, Skiba G, Czerner M, Szmajda M, Bączkiewicz D. Effects of viscosupplementation on knee joint arthrokinematics – pilot study. *Ortop Traumatol Rehabil.* 2018, 20(5): .409-419
 29. Freeman M, Dean M, Hanham I. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg Br.* 1965, 47(4): 678-685.
 30. Golditz T, Welsch G, Pachowsky M, Hennig F, Pfeifer K, Steib S. A multimodal approach to ankle instability: Interrelations between subjective and objective assessments of ankle status in athletes. *J Orthop Res.* 2016, 34(3): 525-32.
 31. Gribble P, Bleakley C, Caulfield B, Docherty C, Fourchet F, Fong D, Hertel J, Hiller C, Kaminski T, McKeon P, Refshauge K, Verhagen E, Vicenzino B, Wikstrom E, Delahunt E. Evidence review for the 2016 International Ankle Consortium consensus statement on the prevalence, impact and long-term consequences of lateral ankle sprains. *Br J Sports Med.* 2016, 50(24): 1496-1505.
 32. Gribble P, Delahunt E, Bleakley C, Caulfield B, Docherty C, Fourchet F, Fong D, Hertel J, Hiller C, Kaminski T, McKeon P, Refshauge K, van der Wees P, Vicenzino B, Erik Wikstrom E. Selection criteria for patients with chronic ankle

- instability in controlled research: a position statement of the International Ankle Consortium. *J Athl Train*. 2014, 49(1): 121-127.
33. Gutierrez G, Kaminski T, Douex A. Neuromuscular control and ankle instability. *PM R*. 2009, 1(4): 359-365.
 34. Hale S, Hertel J. Reliability and sensitivity of the foot and ankle disability index in subjects with chronic ankle instability. *J Athl Train*. 2005, 40(1): 35-40.
 35. Hall E, Chomistek A, Kingma J, Docherty C. Balance- and strength-training protocols to improve chronic ankle instability deficits, part I: assessing clinical outcome measures. *J Athl Train*. 2018a, 53(6): 568-577.
 36. Hall E, Chomistek A, Kingma J, Docherty C. Balance- and strength-training protocols to improve chronic ankle instability deficits, part II : assessing patient-reported outcome measures. *J Athl Train*. 2018b, 53(6): 578-583.
 37. Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *J Athl Train* 2002; 37 (4): 364–375.
 38. Hertel J, Corbett R. An updated model of chronic ankle instability. *J Athl Train*. 2019, 54(6): 572-588.
 39. Herzog M, Kerr Z, Marshall S, Wikstrom E. Epidemiology of ankle sprains and chronic ankle instability. *J Athl Train*. 2019, 54(6): 603-610.
 40. Hiller C, Kilbreath S, Refshauge K. Chronic ankle instability: evolution of the model. *J Athl Train*. 2011, 46(2): 133-141.
 41. Hiller C, Refshauge K, Bundy A, Herbert R, Kilbreath S. The Cumberland ankle instability tool: a report of validity and reliability testing. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006, 87(9): 1235-1241.
 42. Hoch M, Hertel J, Gribble P, Heebner N, Hoch J, Kosik K, Long D, Sessoms P, Silder A, Torp D, Thompson K, Fraser J. Effects of foot intensive rehabilitation (FIRE) on clinical outcomes for patients with chronic ankle instability: a randomized controlled trial protocol. *BMC Sports Sci Med Rehabil*. 2023, 15(1): 54.
 43. Hopkins J, Son S, Kim H, Page G, Seeley M. Characterization of multiple movement strategies in participants with chronic ankle instability. *J Athl Train*. 2019, 54(6): 98-707.

44. Horak F. Clinical measurement of postural control in adults. *Phys Ther.* 1987, 67(12): 1881-1885.
45. Hung Y. Neuromuscular control and rehabilitation of the unstable ankle. *World J Orthop.* 2015, 6(5): 434-438.
46. Huurnink A, Fransz D, Kingma I, Verhagen E, van Dieën J. Postural stability and ankle sprain history in athletes compared to uninjured controls. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2014, 29(2): 183-188.
47. Hwang J, Kim C, Lee J, Lee J, Park J. Comparison of maximum strength, proprioceptive, dynamic balance, maximum joint angle of stability and instability ankle by Cumberland Ankle Instability Tool. *J Phys Ther Sci.* 2021, 33(10): 728-732.
48. Ikoma K, Kido M, Maki M, Imai K, Hara Y, Ikeda R, Ohashi S, Shirai T, Kubo T. Early stage and small medial osteochondral lesions of the talus in the presence of chronic lateral ankle instability: A retrospective study. *J Orthop Sci.* 2020, 25(1): 178-182.
49. Jay G, Waller K. The biology of lubricin: near frictionless joint motion. *Matrix Biol.* 2014, 39: 17-24.
50. Kim H, Son S, Seeley M, Hopkins J. Altered movement biomechanics in chronic ankle instability, copers, and control groups: energy absorption and distribution implications. *J Athl Train.* 2019, 54(6): 708-717.
51. Kobayashi T, Gamada K. Lateral ankle sprain and chronic ankle instability: a critical review. *Foot Ankle Spec.* 2014, 7(4): 298-326.
52. Kosik K, Johnson N, Terada M, Thomas A, Mattacola C, Gribble P. Decreased dynamic balance and dorsiflexion range of motion in young and middle-aged adults with chronic ankle instability. *J Sci Med Sport.* 2019, 22(9): 976-980.
53. Kosik K, Johnson N, Terada M, Thomas-Fenwick A, Mattacola C, Gribble P. Health-related quality of life among middle-aged adults with chronic ankle instability, copers, and uninjured controls. *J Athl Train.* 2020, 55(7): 733-738.
54. Kręćisz K, Bączkiewicz D, Kawala-Sterniuk A. Using Nonlinear vibroarthrographic parameters for age-related changes assessment in knee arthrokinematics. *Sensors (Basel).* 2022. 22(15): 5549.

55. Kręcisz K, Kuczyński M. Attentional demands associated with augmented visual feedback during quiet standing. *PeerJ*. 2018, 6: e5101.
56. Kuczyński M. Model lepko-sprężysty w badaniach stabilności postawy człowieka. *Studia i Monografie, AWF, Wrocław*, 2003.
57. Kuczyński M, Podbielska M, Bieć D, Paluszak A, Kręcisz K. Podstawa oceny równowagi ciała: czyli co, w jaki sposób i dlaczego powinniśmy mierzyć? *Acta Bio-Opt Inf Med Bomed* 2012, 18(4): 243-249.
58. Kuczyński M, Szymańska M, Bieć E. Dual-task effect on postural control in high-level competitive dancers. *J Sports Sci*. 2011, 29(5): 539-45.
59. Lee M, Kwon J, Choi W, Jin Woo Lee J. Comparison of outcomes for osteochondral lesions of the talus with and without chronic lateral ankle instability. *Foot Ankle Int*. 2015, 36(9): 1050-1057.
60. Leumann A, Züst P, Valderrabano V, Hintermann B. Chronic ankle instability in the Swiss Orienteering national team. *Sportortho Trauma*. 2010, 26: 20-28.
61. Levangie P, Norkin C. *Joint structure & function*. F.A. Davis Company; Philadelphia 2005: 80-81.
62. Lin C, Mayer F, Wippert P. The prevalence of chronic ankle instability in basketball athletes: a cross-sectional study. *BMC Sports Sci Med Rehabil*. 2022, 14(1): 27.
63. Linens S, Ross S, Arnold B, Gayle R, Pidcoe P. Postural-stability tests that identify individuals with chronic ankle instability. *J Athl Train*. 2014, 49(1): 15-23.
64. Łysiak A, Marciniak T, Bączkiewicz D. Repeatability of the Vibroarthrogram in the temporomandibular joints. *Sensors (Basel)*. 2022, 22(23): 9542.
65. Mansur H, de Noronha M, de Cássia Marqueti R, Durigan J. Acute lateral ankle sprain alters muscle and tendon properties: Case series. *Foot Ankle Surg*. 2022, 28 (3): 402-408.
66. Martin R, Davenport T, Paulseth S, Wukich D, Godges J. Ankle stability and movement coordination impairments: ankle ligament sprains. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2013, 43(9): A1-A40.
67. McKeon P, Hertel J. Systematic review of postural control and lateral ankle instability, part I: can deficits be detected with instrumented testing. *J Athl Train*. 2008, 43(3): 293–304.

68. McKeon P, Ingersoll C, Kerrigan C, Saliba E, Bennett B, Hertel J. Balance training improves function and postural control in those with chronic ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2008, 40(10): 1810-1819.
69. Miklovic T, Donovan L, Protzuk O, Kang M, Feger M. Acute lateral ankle sprain to chronic ankle instability: a pathway of dysfunction. *Phys Sportsmed.* 2018, 46(1): 116-122.
70. Mojza K, Krzak K, Bączkiewicz D. Subjective and objective evaluation of the functional condition after a single lateral sprain of the ankle in athletes. *Ortop Traumatol Rehabil.* 2018, 20(6): 455-463.
71. Mohamadi S, Ebrahimi I, Salavati M, Dadgoo M, Jafarpisheh A, Rezaeian Z. Attentional demands of postural control in chronic ankle instability, copers and healthy controls: a controlled cross-sectional study. *Gait Posture.* 2020, 79: 183-188.
72. Ołowiana E, Selkow N, Laudner K, Puciato D, Bączkiewicz D. Vibroarthrographic analysis of patellofemoral joint arthrokinematics during squats with increasing external loads. *BMC Sports Sci Med Rehabil.* 2020, 12: 51.
73. Pawik Ł, Pawik M, Wysoczańska E, Schabowska A, Morasiewicz P, Fink-Lwow F. In Patients with grade I and II ankle sprains, dynamic taping seems to be helpful during certain tasks, exercises and tests in selected phases of the rehabilitation process: a preliminary report. *Int J Environ Res Public Health.* 2022, 19(9): 5291.
74. Piątek-Krzywicka E, Borzucka D, Kuczyński M. Postural control through force plate measurements in female AIS patients compared to their able-bodied peers. *Sci Rep.* 2022, 12(1): 13170.
75. Rahnama L, Salavati M, Akhbari B, Mazaheri M. Attentional demands and postural control in athletes with and without functional ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010, 40(3): 18018-7.
76. Richie D. Functional Instability of The Ankle and the Role of Neuromuscular Control: A Comprehensive Review. *J Foot Ankle Surg.* 2001; 40(4): 240-251.
77. Rosen A, Than N, Smith W, Yentes J, McGrath M, Mukherjee M, Myers S, Maerlender A. Attention is associated with postural control in those with chronic ankle instability. *Gait Posture.* 2017, 54: 34-38.

78. Samani A, Andersen R, Arendt-Nielsen L, Pascal M. Discrimination of knee osteoarthritis patients from asymptomatic individuals based on pain sensitivity and knee vibroarthrographic recordings. *Physiol Meas.* 2020, 41(5): 055002.
79. Serra-Añó P, Inglés M, Espí-López G, Sempere-Rubio N, Aguilar-Rodríguez M. Biomechanical and viscoelastic properties of the ankle muscles in men with previous history of ankle sprain. *J Biomech.* 2021, 115: 110191.
80. Simpson J, Rendos N, Stewart E, Turner A, Wilson S, Macias D, Chander H, Knight A. Bilateral spatiotemporal postural control impairments are present in participants with chronic ankle instability. *Phys Ther Sport.* 2019, 39: 1-7.
81. Sipko T, Kuczyński M. The effect of chronic pain intensity on the stability limits in patients with low back pain. *J Manipulative Physiol Ther.* 2013, 36(9): 612-618.
82. Song J, Park C, Liand H, Kim S. Noise around the knee. *Clin Orthop Surg.* 2018, 10(1): 1-8.
83. Song K, Jang J, Nolte T, Wikstrom E. Dynamic reach deficits in those with chronic ankle instability: A systematic review and meta-analysis. *Phys Ther Sport.* 2022, 53: 40-50.
84. Stefaniak W, Marusiak J, Bączkowicz D. Heightened tone and stiffness with concurrent lowered elasticity of peroneus longus and tibialis anterior muscles in athletes with chronic ankle instability as measured by myotonometry. *J Biomech.* 2022, 144: 111339.
85. Szafraniec R, Barańska J, Kuczyński M. Acute effects of core stability exercises on balance control. *Acta Bioeng Biomech.* 2018, 20(4): 145-151.
86. Tamer T. Hyaluronan and synovial joint: function, distribution and healing. *Interdiscip Toxicol.* 2013, 6(3): 111-125.
87. Tennler J, Reader C, Praetorius A, Ohmann T, Schoepp C. Effectiveness of the SMART training intervention on ankle joint function in patients with first-time acute lateral ankle sprain: study protocol for a randomized controlled trial. *Trials.* 2023, 24(1):162.
88. Terada M, Morgan K, Gribble P. Altered movement strategy of chronic ankle instability individuals with postural instability classified based on Nyquist and Bode analyses. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2019, 69: 39-43.

89. Tropp H, Odenrick P, Gillquist J. Stabilometry recordings in functional and mechanical instability of the ankle joint. *Int J Sports Med.* 1985, 6(3): 180-182.
90. Watanabe K, Koshino Y, Kawahara D, Akimoto M, Mishina M, Nakagawa K, Ishida T, Kasahara S, Samukawa M, Tohyama H. Kinesiophobia, self-reported ankle function, and sex are associated with perceived ankle instability in college club sports athletes with chronic ankle instability. *Phys Ther Sport.* 2023, 61:45-50.
91. Watabe T, Takabayashi T, Tokunaga Y, Kubo M. Copers adopt an altered dynamic postural control compared to individuals with chronic ankle instability and controls in unanticipated single-leg landing. *Gait Posture.* 2022, 92: 378-382.
92. Wijnhoud E, Rikken Q, Dahmen J, Sierevelt I, Stufkens S, Kerkhoffs G. One in three patients with chronic lateral ankle instability has a cartilage lesion. *Am J Sports Med.* 2022, 3635465221084365.
93. Wikstrom E, Tillman M, Chmielewski T, Cauraugh J, Naugle K, Borsa P. Discriminating between copers and people with chronic ankle instability. *J Athl Train.* 2012, 47(2): 136-142.
94. Wojciechowska-Maszkowska B, Borzucka D, Rogowska A, Kuczyński M. The relationship between postural control and self-reported engagement in physical activity in young and older age. *J Aging Phys Act.* 2016, 24(2): 196-200.
95. Zhang J, Whittle T, Wang L, Murray G. The reproducibility of temporomandibular joint vibrations over time in the human. *J Oral Rehabil.* 2014, 41(3): 206-17.

STRESZCZENIE

Tytuł rozprawy doktorskiej: Ocena stanu funkcjonalnego i jakości ruchu artrokinematycznego u sportowców z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego

Słowa klucze: skręcenia stawu skokowego, równowaga, ocena funkcjonalna, artrokinematyka

Cel pracy: Celem badań była analiza równowagi ciała, subiektywnej oceny stanu funkcjonalnego oraz jakości ruchu artrokinematycznego u sportowców z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego (CAI).

Pytania badawcze:

1. Jakie są różnice w równowadze w warunkach statycznych oraz dynamicznych pomiędzy badanymi grupami?
2. Czy i w jaki sposób CAI wpływa na jakość ruchu artrokinematycznego?
3. Czy i jakie różnice obserwuje się w subiektywnej ocenie stanu funkcjonalnego pomiędzy osobami z CAI a grupą kontrolną?
4. Jakie różnice zostaną zaobserwowane w równowadze oraz w sygnale wibroartrograficznym pomiędzy kończyną, w której doszło do urazów a kończyną przeciwną?
5. Czy i jakie związki będą występować między równowagą, subiektywną oceną stanu funkcjonalnego badanych a sygnałem wibroartrograficznym?

Material i metoda: W badaniach udział wzięło 68 sportowców podzielonych na dwie grupy: badaną (CAI, n=33) oraz kontrolną (CON, n=35). Do grupy CAI włączone zostały osoby po skręceniach stawu skokowego spełniające kryteria International Ankle Consortium dotyczące przewlekłej niestabilności stawu skokowego. Do grupy CON zakwalifikowane zostały osoby bez historii urazów w obrębie kończyn dolnych. Badanie równowagi w warunkach statycznych wykonywane było przy pomocy platformy Kistler. Test składał się z trzykrotnego stania jedno nogę przy oczach otwartych na każdej z kończyn. Równowaga w warunkach dynamicznych oceniona została przy użyciu platformy Biodex Balance System SD. Badanie wykonywane było trzykrotnie dla każdej kończyny. Poziom niestabilności platformy ustalony został na 1 (najbardziej niestabilny). Jakość ruchu artrokinematycznego oceniona została przy użyciu wibroartrografii. Zadaniem uczestnika

było wykonanie 4 maksymalnych ruchów zgięcia grzbietowego oraz podszwowego w stawie skokowym. Do subiektywnej oceny stanu funkcjonalnego wykorzystano kwestionariusze Foot and Ankle Disability Index oraz Cumberland Ankle Instability Tool. W analizie statystycznej wykorzystano testy parametryczne (test t-Studenta dla prób zależnych oraz niezależnych) dla danych o rozkładzie zbliżonym do normalnego. Do analizy danych o rozkładzie odbiegającym od normalnego wykorzystano testy nieparametryczne (test kolejności par Wilcoxon, test U Manna-Whitney'a). Występowanie zależności oceniono przy użyciu korelacji Pearsona oraz korelacji rang Spearmana. Normalność rozkładu oceniona została testem Shapiro-Wilka. Poziom istotności statystycznej ustalony został dla $p \leq 0,05$.

Wyniki: W badaniu równowagi w warunkach statycznych w płaszczyźnie strzałkowej kończyna urazowa (sd, ra) i nieurazowa (ra, mv) w grupie CAI osiągały wyższe wartości parametrów w porównaniu do grupy CON. Kończyna urazowa uzyskiwała niższe wartości wymiaru fraktalnego w płaszczyźnie strzałkowej w porównaniu do grupy CON. Podczas badania równowagi w warunkach dynamicznych kończyna urazowa uzyskiwała wyższe wartości parametrów OVSI i APSI w porównaniu do kończyny nieurazowej. Dla kończyny nieurazowej zarejestrowano niższe wartości wszystkich parametrów w odniesieniu do grupy CON. W badaniu jakości ruchu artrokinematycznego nie zaobserwowano różnic pomiędzy badanymi grupami. Osoby z grupy CAI uzyskiwały niższe wartości podczas oceny swojego stanu funkcjonalnego w porównaniu do grupy CON.

Wnioski:

1. Osoby z CAI cechowały się gorszą równowagą w warunkach statycznych w płaszczyźnie strzałkowej w porównaniu do grupy kontrolnej.
2. Osoby z CAI charakteryzowały się lepszą równowagą ocenianą w warunkach dynamicznych w porównaniu do osób z grupy kontrolnej. W grupie CAI, w kończynie, w której doszło do urazu zaobserwowano gorszą równowagę w porównaniu do kończyny przeciwnej.
3. U osób z CAI nie zaobserwowano różnic w zapisie sygnału wibroartrograficznego w porównaniu do osób w grupie kontrolnej. W grupie CAI jakość ruchu artrokinematycznego charakteryzowała się podobnym przebiegiem sygnałem w obu kończynach dolnych.

4. Osoby z grupy CAI gorzej oceniały swój stan funkcjonalny w porównaniu do grupy kontrolnej. Kończyna, w której doszło do skręceń oceniana była zdecydowanie gorzej w porównaniu do kończyny nieurazowej.
5. W badaniach zauważono, że gorszy stan funkcjonalny i większy poziom niestabilności stawu skokowego, wyrażony skalą CAIT, wiązał się z gorszą równowagą badaną w warunkach statycznych w płaszczyźnie strzałkowej. Zaobserwowano dodatnią korelację pomiędzy parametrami opisującymi równowagę w warunkach statycznych w płaszczyźnie czołowej a parametrami równowagi ocenianej w warunkach dynamicznych. Dodatkowo zaobserwowano, że niższy poziom jakości ruchu artrokinematycznego stawu skokowego w kończynie urazowej wiązał się z lepszą równowagą statyczną w kończynie nieurazowej.

ABSTRACT

Title of doctoral dissertation: Assessment of the functional status and quality of joint arthrokinematic motion in athletes with chronic ankle instability.

Key words: lateral ankle sprain, balance, functional assessment, arthrokinematics

Aim: Aim of the study was analysis of balance, subjective assessment of the functional status and the quality of arthrokinematic motion in athletes with chronic ankle instability (CAI).

Research questions:

1. What are the differences in balance in static and dynamic conditions between the studied groups?
2. Whether and how CAI affects the quality of arthrokinematic motion?
3. Whether and what differences are observed in the subjective assessment of the functional status between participants with CAI and the control group?
4. What differences will be observed in balance and in the vibroarthrographic signal between the injured limb and the opposite limb?
5. Whether and what relationships will occur between the balance, the subjective assessment of the functional status of the subjects and the vibroarthrographic signal?

Material and methods: 68 athletes participated in the study. They were divided into two groups: study (CAI, n=33) and control (CON, n=35). The CAI group included people after ankle sprains meeting the criteria of the International Ankle Consortium for chronic ankle instability. Subjects with no history of lower limb injuries were qualified to the CON group. Balance in static conditions was tested using the Kistler platform. The test consisted of single-leg stance with the opened eyes, three times for each limb. Balance in dynamic conditions was assessed using the Biodex Balance System SD platform. The examination was performed three times for each limb. The platform instability level was set on 1 (most unstable). The quality of the arthrokinematic motion was assessed using vibroarthrography. The participants task was to perform 4 maximum dorsiflexion and plantarflexion movements in the ankle joint. The Foot and Ankle Disability Index and the Cumberland Ankle Instability Tool questionnaires were used for subjective evaluation of the functional state.

The statistical analysis was performed using parametric tests (Student's t-test for dependent and independent samples) for data with a distribution close to the normal. Non-parametric

tests (Wilcoxon signed-rank test, Mann-Whitney U test) were used to analyze the data with a distribution deviating from the normal. The relationship between parameters was assessed using the Pearson correlation coefficient and the Spearman's rank correlation coefficient. The normality of the distribution was assessed by the Shapiro-Wilk test. The level of statistical significance was established for $p \leq 0.05$.

Results: During assessment of balance in static conditions in the sagittal plane, the injured (sd, ra) and uninjured (ra, mv) limbs in the CAI group achieved higher values of parameter compared to the CON group. Lower values of the fractal dimension in the sagittal plane were observed in the injured limb compared to the CON group. During the balance test in dynamic conditions the injured limb obtained higher values of the OVSI and APSI parameters compared to the uninjured limb. Uninjured limb obtained lower values of all parameters compared to the CON group. In the quality of arthrokinematic motion, no differences were observed between the studied groups. The CAI group obtained lower values when assessing their functional status compared to the CON group.

Conclusions:

1. Participants with CAI had worse balance in static conditions in the sagittal plane compared to the control group.
2. The CAI group had a better balance in dynamic condition compared to the control group. In the CAI group worse balance was observed in the injured limb compared to the opposite limb.
3. No differences in the vibroacoustic signal were observed between participants with CAI and control group. In the CAI group, the quality of the arthrokinematic movement is similar in both lower limbs.
4. Participants with CAI evaluated their functional state worse compared to the control group. The injured limb was assess much worse compared to the uninjured limb.
5. The study found that a worse functional state and a higher level of instability of the ankle joint, measured by the CAIT scale, were associated with worse balance tested in static conditions in the sagittal plane. A positive correlation was observed between the parameters describing balance in static conditions in the frontal plane and the parameters of balance assessed in dynamic conditions. In addition, it was observed that a lower level

of arthrokinematic ankle movement quality in the injured limb was associated with better static balance in the uninjured limb.

SPIS TABEL

Tabela 1.	Dane antropometryczne grupy badanej (CAI) oraz kontrolnej (CON)	23
Tabela 2.	Wartości parametrów liniowych osiągnięte podczas badania równowagi w staniu jednonóż w warunkach statycznych w płaszczyźnie strzałkowej	31
Tabela 3.	Wartości parametrów liniowych osiągnięte podczas badania równowagi w staniu jednonóż w warunkach statycznych w płaszczyźnie czołowej	32
Tabela 4.	Wartości parametrów nieliniowych osiągnięte podczas badania równowagi w staniu jednonóż w warunkach statycznych w płaszczyźnie strzałkowej oraz czołowej	33
Tabela 5.	Wartości osiągnięte podczas badania równowagi w warunkach dynamicznych	34
Tabela 6.	Wartości sygnału wibroartrograficznego stawu skokowego	35
Tabela 7.	Zależności występujące pomiędzy parametrami osiąganymi w badaniu równowagi w warunkach statycznych w płaszczyźnie czołowej a wynikami badania równowagi w warunkach dynamicznych	41
Tabela 8.	Zależności występujące między parametrami równowagi badanej w warunkach statycznych w płaszczyźnie strzałkowej a wynikami osiąganymi w kwestionariuszu Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)	41
Tabela 9.	Zależności występujące pomiędzy parametrami jakości ruchu artrokinematycznego w kończynie urazowej a parametrami ocenianymi w badaniu równowagi w warunkach statycznych w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej w kończynie nieurazowej	42

SPIS RYCIN

Rycina 1.	Mechanizm inwersyjnego skręcenia stawu skokowego	5
Rycina 2.	Model przewlekłej niestabilności stawu skokowego zaproponowany przez Hertla obrazujący nakładanie się zaburzeń funkcjonalnych oraz mechanicznych prowadzących do nawracających skręceń stawu skokowego	7
Rycina 3.	Model przewlekłej niestabilności stawu skokowego zaproponowany przez Hiller obrazujący niestabilność mechaniczną, funkcjonalną i nawracające skręcenia oraz możliwe podgrupy deficytów	8
Rycina 4.	Porównanie przykładowego sygnału COM, COP oraz różnicy COP – COM na podstawie 20-sekundowego stania swobodnego na platformie pomiaru sił	12
Rycina 5.	Porównanie zapisu amplitudy i częstotliwości sygnału VAG zdrowego stawu u młodych osób oraz stawu z chorobą zwyrodnieniową (uszkodzoną chrząstką) u osób starszych na przykładzie stawu kolanowego	16
Rycina 6.	Schemat kwalifikacji do badań	22
Rycina 7.	Umieszczenie czujnika akcelerometrycznego na kostce bocznej kości strzałkowej podczas badania jakości ruchu artrokinematycznego stawu skokowego	27
Rycina 8.	Przykładowy zapis badania równowagi w warunkach dynamicznych w grupie kontrolnej oraz w grupie osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego	30
Rycina 9.	Przykładowy przebieg sygnału wibroartrograficznego oraz jego analiza czasowo-częstotliwościowa reprezentatywna dla osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego (CAI)	36
Rycina 10.	Przykładowy przebieg sygnału wibroartrograficznego oraz jego analiza czasowo-częstotliwościowa reprezentatywna dla osób z grupy kontrolnej (CON)	36
Rycina 11.	Wartości uzyskiwane w kwestionariuszu Foot and Ankle Disability Index w części dotyczącej codziennej aktywności (FADI ADL) przez grupę osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego (CAI) oraz kontrolną (CON)	37

Rycina 12.	Wartości uzyskiwane w kwestionariuszu Foot and Ankle Disability Index w części sport (FADI SPORT) przez grupę osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego (CAI) oraz kontrolną (CON)	38
Rycina 13.	Wartości uzyskiwane przez uzyskiwane w kwestionariuszu Foot and Ankle Disability Index w części dotyczącej dolegliwości bólowych (FADI PAIN) grupę osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego (CAI) oraz kontrolną (CON)	38
Rycina 14.	Wartości uzyskiwane w kwestionariuszu Foot and Ankle Disability Index (FADI TOTAL) przez grupę osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego (CAI) oraz kontrolną (CON) ..	39
Rycina 15.	Wartości uzyskiwane w kwestionariuszu Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT) przez grupę osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego (CAI) oraz grupę kontrolną (CON)	39
Rycina 16.	Wartości uzyskiwane w kwestionariuszu Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT) przez osoby osób z przewlekłą niestabilnością stawu skokowego w kończynie urazowej (URAZ) oraz nieurazowej (N-URAZ) w porównaniu do grupy kontrolnej (CON)	40