

Akademia Wychowania Fizycznego

im. Jerzego Kukuczki w Katowicach

Wydział Wychowania Fizycznego

Wojciech Kubasik

**Wpływ uprawiania badmintonu na przednią stabilność stawu
kolanowego u badmintonistów między 10 a 12 rokiem życia**

Rozprawa na stopień doktora nauk o kulturze fizycznej

Promotor

dr hab. Krzysztof Ficek prof. nadzw.

Katowice 2019

Wykaz podstawowych skrótów przyjętych w pracy:

WKP – więzadło krzyżowe przednie

FMS – system oceny funkcjonalnej (ang. functional movement screen)

MPFL – więzadło rzepkowo udowe przyśrodkowe (ang. medial patella-femoral ligament)

ALL – więzadło przednio-boczne (ang. anterior lateral ligament)

BMI – indeks masy ciała (ang. body mass index)

Spis treści

1.	WSTĘP	5
1.1.	Więzadło krzyżowe przednie.....	5
1.1	Stabilność stawu kolanowego.....	6
1.2	Czynniki urazu stawu kolanowego oraz mechanizmy uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego	9
1.3	Uszkodzenie więzadła krzyżowego przedniego w badmintonie	14
2.	CEL PRACY	18
2.1	Pytania badawcze.....	18
2.2	Hipotezy badawcze	18
3.	MATERIAŁ I METODYKA BADAŃ	19
3.1	Pochodzenie i charakterystyka materiału badawczego	19
3.2	Metody badawcze	20
3.2.1	Badanie artrometryczne	20
3.2.2	System oceny funkcjonalnej (FMS).....	25
3.3	Metody analizy statystycznej.....	30
4.	WYNIKI BADAŃ.....	33
4.1	Analizy wstępne.....	33
4.2	Analiza dynamiki zmienności wartości pomiarowych stabilności w grupach dziewcząt i chłopców.....	34
4.3	Analiza dynamiki zmienności wartości pomiarowych FMS w grupach dziewcząt i chłopców.....	40
4.4	Analiza wpływu regularnego uprawiania badmintonu na zmniejszenie przedniej stabilności stawów kolanowych w grupie dziewcząt i chłopców	46
4.5	Analiza wpływu regularnego uprawiania badmintonu na zmianę wzorców ruchowych w ocenie funkcjonalnej FMS w grupie dziewcząt i chłopców	52
4.6	Analiza związków między przednią stabilnością stawów kolanowych, a wynikiem oceny funkcjonalnej (FMS) w grupie badmintonistów między 10-12 rokiem życia i grupie kontrolnej.....	57
4.7	Analiza różnic istotnych statystycznie pomiędzy chłopcami a dziewczętami, w aspekcie analizowanych zmiennych.....	59
5.	DYSKUSJA	67

6. PODSUMOWANIE	84
7. WNIOSKI	86
8. STRESZCZENIE:	87
9. SPIS RYCIN, TABEL I WYKRESÓW	89
10. BIBLIOGRAFIA.....	95

1. WSTĘP

1.1. Więzadło krzyżowe przednie

Więzadło krzyżowe przednie - WKP (*ang. anterior cruciate ligament - ACL*), jest jednym z biernych stabilizatorów stawu kolanowego (Miao 2017, Kaplan i wsp. 2009, Rainer 2015). Uważa się, że WKP składa się z dwóch pęczków – przednio-przyśrodkowego (*ang. anteromedial band - AM*) oraz tylno-bocznego (*ang. posterolateral band - PL*). WKP jest jedną z najważniejszych struktur stawu kolanowego, odpowiedzialnych za utrzymanie stabilności przedniej tego stawu (zapobieganie nadmiernemu przesunięciu kości piszczelowej w przód względem kości udowej w płaszczyźnie strzałkowej) (Miao i wsp. 2017, Oatis 2004). Dodatkowo WKP stabilizuje staw podczas rotacji wewnętrznej goleni oraz w momencie koślawienia kończyny dolnej w stawie kolanowym. Ogranicza także nadmierny wyprost stawu (Ageberg i wsp. 2002). Ponadto funkcją WKP więzadła krzyżowego jest ochrona rogu tylnego łąkotki przyśrodkowej w rotacji wewnętrznej goleni. W ruchu tym część włókien więzadła, przyczepiająca się do rogu tylnego łąkotki przyśrodkowej, pociąga go, zapobiegając jego uszkodzeniu (Kweon i wsp. 2013).

W warunkach prawidłowych WKP jest w stanie wytrzymać obciążenie rzędu 2200 – 2500 N (Brotzman, Wilk 2008), jednak na skutek nakładających się na siebie zmian przeciążeniowych i mikrourazów jego odporność na działające siły się zmniejsza. Dla porównania rzędu działających sił należy dodać, że siła działająca na zdrowe WKP waha się od około 100 N, przy biernym wyproście stawu kolanowego, do około 400 N podczas chodu, a nawet 1700 N podczas aktywności dynamicznych, gdzie występują siły ścinające (Brotzman SB, Wilk KE 2008).

Dodatkową strukturą bierną, która pomaga w utrzymaniu stabilności przedniej stawu kolanowego jest więzadło przednio-boczne (*ang. anterolateral ligament - ALL*). Uważa się, że główną funkcją tego więzadła jest ograniczanie przedniego przemieszczenia się oraz rotacji kości piszczelowej w stosunku do kości udowej. Prawdopodobnie działa ono jako wewnętrzny stabilizator rotacji, podczas gdy staw kolanowy znajduje się w pozycji zgięcia - zakres od 30° do 90°. W tym położeniu więzadło przednio-boczne i więzadło krzyżowe przednie mają podobną funkcję (Claes i wsp. 2013, Catherine i wsp. 2014, Parsons i wsp. 2015).

Warto także wspomnieć o biernym stabilizatorze - więzadle rzepkowo-udowym przyśrodkowym, które odpowiedzialne jest za zapobieganie bocznemu zwicnięciu rzepki (Mountney i wsp. 2005, Amis i wsp. 2003).

W zależności od pozycji stawu kolanowego zmienia się stopień napięcia poszczególnych pęczków WKP. Największe ograniczenie ruchu w kierunku przednim, w płaszczyźnie strzałkowej występuje w ustawieniu pełnego wyprostowania stawu kolanowego, co zapewnia napięcie obu pęczków, a także innych wspomagających stabilizatorów biernych. Napięcie pęczka tylnobocznego, położonego głębiej i bardziej pionowo w porównaniu do pęczka przednio-przyśrodkowego, jest największe w pozycji wyprostowania stawu kolanowego. Zmniejsza się ono stopniowo przy zwiększającym się zgięciu stawu. W takim ustawieniu jego rolę stopniowo przejmują pęczek przednio-przyśrodkowy - dłuższy, cieńszy i leżący bardziej powierzchownie, który napina się mocniej w ustawieniu zgięciowym stawu kolanowego (Oatis 2004, Levangie i Norkin 2005, Górecki 2002, Toy i wsp. 1999). Taka stopniowa zmiana napięć poszczególnych pęczków, podczas zmiany kąтового ustawienia stawu kolanowego, zapewnia ciągłe napięcie poszczególnych części WKP.

Dodatkowo w trakcie ruchów zgięcia i wyprostowania stawu kolanowego zmienia się ułożenie włókien więzadła oraz ich stopień skręcenia względem siebie we wszystkich trzech płaszczyznach (Kapandji 1982). Są to czynniki, które w znaczący sposób wpływają na wytrzymałość i elastyczność więzadła. Rozróżnienie funkcji poszczególnych pęczków ma szczególne znaczenie przy analizie mechanizmu uszkodzenia WKP, a także podczas interpretacji testów oceniających stabilność przednią stawu kolanowego - zwłaszcza przy podejrzeniu częściowej niewydolności WKP (Lefevre 2013).

Uszkodzenie polegające na częściowym lub całkowitym przerwaniu ciągłości tej struktury może doprowadzić do niestabilności stawu kolanowego, a także w konsekwencji do wcześniejszych zmian zwyrodnieniowych (Arastu i wsp. 2015). Najczęściej z następstwem uszkodzenia tego więzadła wiąże się niestabilność przednia stawu kolanowego (Oatis 2004, Górecki 2002, Logan i wsp. 2018). Na stabilność rotacyjną stawu kolanowego w wyproście mają też znaczący wpływ więzadła poboczne (Kapandji 1982, Peltier 2016).

1.1 Stabilność stawu kolanowego

W swojej funkcji staw kolanowy ma za zadanie sprostać dwóm skrajnym wymaganiom: z jednej strony zachować stabilność, z drugiej strony cechować się znaczną ruchomością, aby umożliwić sprawne przemieszczanie się i dostosowanie ustawienia stopy do nierównego podłoża (Kapandji 1982, Levangi i Norkin 2005). Złożoność budowy i funkcji stawu kolanowego wpływa na konieczność kompleksowego podejścia do problemu stabilności i niestabilności tego stawu. Górecki (2002) definiuje stabilność jako: „zdolność

kontroli ruchomości stawu, na który działają siły związane z ruchem”. Struktury ograniczające i kontrolujące ruchomość stawu kolanowego można podzielić na stabilizatory bierne i czynne. Wśród stabilizatorów biernych wymienia się: torebkę stawową, zwłaszcza jej tylną i tylną-przyśrodkową część, więzadła - ze szczególnym uwzględnieniem więzadeł krzyżowych i pobocznych, łąkotki oraz, w najmniejszym stopniu, dopasowanie powierzchni stawowych. Stabilizację czynną dają natomiast mięśnie działające na staw kolanowy (Cinar i wsp. 2015, Górecki 2002, Kaplan i wsp. 2009, Kakarlapudi i Bickerstaff 2000). Warto zaznaczyć, iż WKP nie tylko odgrywa rolę jako połączenie mechaniczne, ale odpowiada także za czucie głębokie stawu, ponieważ posiada wiele proprioceptorów. Podczas ruchów stawu WKP napina się biernie. To napięcie aktywuje proprioceptory. Następnie te impulsy nerwowe przekazywane są do ośrodkowego układu nerwowego, powodując skurcz i koordynację mięśni, w celu utrzymania stabilności stawu kolanowego. Zapewnia to dynamiczną stabilność stawu kolanowego. Z tego powodu uszkodzenie WKP nie tylko wpływa na statyczną stabilność mechaniczną stawu kolanowego, ale może również prowadzić do utraty odruchu obronnego i upośledzenia kinestezji (czucia) stawu, które są niezwykle ważne dla dynamicznej stabilności stawu kolanowego (Miao i wsp. 2017, Georgoulis i wsp. 2001).

Istotny jest również drugi podział stabilizatorów, pod kątem stopnia ich udziału w ograniczaniu nadmiernego ruchu w danej płaszczyźnie. Według tej klasyfikacji można wyróżnić więc stabilizatory pierwotne i wtórne dla danego ruchu (Górecki 2002). Przykładowo, WKP jest pierwotnym stabilizatorem dla przesunięcia przedniego kości piszczelowej. Jednocześnie pełni funkcję ogranicznika drugorzędowego dla ruchów w płaszczyźnie czołowej oraz poprzecznej, zachodzących w ustawieniu stawu kolanowego bliskim wyprostowi (Kakarlapudi i Bickerstaff 2000). Uszkodzenie strukturalne i niewydolność funkcjonalna któregoś z elementów stabilizujących może prowadzić do rozwoju niestabilności stawu definiowanej jako „zaburzenie kontroli ruchu stawu” oraz w późniejszym etapie, do zmian zwyrodnieniowych (Górecki 2002, O'Connor i wsp. 1992, Lephart i Henry 1992).

Podział niestabilności stawu kolanowego, powstałych na skutek uszkodzenia aparatu torebkowo-więzadłowego, zaproponowany przez Góreckiego wyróżnia: niestabilności proste (jednopłaszczyznowe), rotacyjne oraz złożone. Do niestabilności prostych można zaklasyfikować niestabilność: przyśrodkową, boczną, przednią i tylną. Niestabilność przednia jest typowo kojarzona z uszkodzeniem WKP jednak w takim przypadku można mówić raczej o niestabilności złożonej. Wśród niestabilności rotacyjnych Górecki wymienia niestabilność: przednio-przyśrodkową, przednio-boczną, tylną-przyśrodkową i tylną-boczną.

Do niestabilności złożonych zaliczyć można także niestabilność: przednioboczną-tylnoboczną oraz przednio-przyśrodkową-tylno przyśrodkową (Górecki 2002).

Podział stabilizatorów na pierwotne i wtórne ma ważne znaczenie w procesie diagnostycznym uszkodzeń struktur więzadłowych. Podczas badania stabilności stawu kolanowego należy zwrócić uwagę na możliwość zamaskowania niewydolności stabilizatora pierwotnego (wieszadła) poprzez ograniczniki drugorzędowe (mięśnie). Ich odruchowe obronne napięcie czasem może prowadzić do mylnej diagnozy. Włączenie się w mechanizm stabilizacji stawu stabilizatorów wtórnych w trakcie badania nie jest jednak jednoznaczne z zachowaniem wystarczającej funkcji uszkodzonego stawu. Zdolności stabilizujące struktur drugorzędowych mogą okazać się niewystraczające dla przeciwdziałania siłom działającym na staw podczas codziennych czynności ruchowych. Chociaż w praktyce manualne metody oceny stabilności stawu kolanowego, takie jak: test Lachmana, test szuflady przedniej oraz test „pivot-shift”, są powszechnie używane, to ich wyniki są w dużej mierze uzależnione od wielu czynników, takich jak: ułożenie rąk badającego w trakcie testu, czy doświadczenie badającego. Uwagą praktyczną odnoszącą się do tych testów jest dążenie do maksymalnego rozluźnienia mięśni u badanego tak, aby ich obronne napięcie nie sfalszowało wyniku próby. Nie zawsze jest to jednak możliwe, dlatego przy ocenie niestabilności powinno się brać pod uwagę napięcie mięśni, wpływające na przebieg oceny (Górecki 2002, Peeler i wsp. 2010, Lin i wsp. 2011, Won-Hah i wsp. 2010).

Aby zminimalizować wpływ czynników zewnętrznych, w celu obiektywizacji badania stabilności stawu kolanowego, powstały i są ciągle udoskonalane instrumentalne metody oceny stabilności stawu (Collette i wsp. 2012).

Do ilościowej oceny przesunięcia przednio-tylnego stawu kolanowego używane są powszechnie artrometry:

- **KT-1000** (MedMetric, San Diego, CA, USA) (Fleming i wsp. 2001, Fleming i wsp. 2002, Ganko i wsp. 2000, Torzili i wsp. 1991, Wiertsema i wsp. 2008),
- **KT-2000** (MedMetric, San Diego, CA, USA) (Fleming i wsp. 2001, Ganko i wsp. 2000),
- **Rolimeter** (Aircast Summit, NJ, USA) (Ganko i wsp. 2000),
- **Stryker Ligament Tester** (Stryker, Kalamazoo, MI, USA) (Fleming i wsp. 2002, Torzili i wsp. 1991),
- **Artrometr GNRB** (Genorurob, Laval, France) (Jenny i wsp. 2017),
- **Artrometr GNRB rotab** (Genorurob, Laval, France) (Jenny i wsp. 2017).

Jednym z najnowocześniejszych takich narzędzi diagnostycznych jest **artrometr GNRB** (Collette i wsp. 2012, Robert i wsp. 2009, Jenny i wsp. 2017), wykorzystany do

badania w ramach niniejszej pracy. Można dzięki niemu ilościowo, a więc w sposób obiektywny, ocenić przesunięcie kości piszczelowej względem kości udowej w płaszczyźnie strzałkowej (w tym między innymi stan wydolności WKP) z dokładnością do 0,1 mm. Dzięki temu badanie artrometryczne umożliwia diagnozę niestabilności przedniej stawu kolanowego. Do dodatkowych zalet tego modelu, zwiększających jego użyteczność, należą: kontrola nacisku w okolicy rzepki, dokładność przetwornika przemieszczenia, kontrola obciążenia mechanicznego nakładanego od strony tylnej na łydkę, możliwość dokładnego ustawienia badanej kończyny dolnej oraz kontrola aktywności mięśni kulszowo-goleniowych (Collette M i wsp. 2012).

Do pomiaru stabilności stawu kolanowego stosuje się także elektrogoniometrię, z których najczęściej wykorzystywany w badaniach dotyczących WKP jest Knee Signature System (Riedermani wsp. 1991).

1.2 Czynniki urazu stawu kolanowego oraz mechanizmy uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego

Pomimo złożoności mechanizmów urazu wyróżnia się spośród nich dwie podstawowe grupy: kontaktowe i bezkontaktowe. W literaturze podkreśla się przewagę urazów bezkontaktowych (64-80% wszystkich urazów) (Kiapour i wsp. 2014). Kładzie się też duży nacisk na rozpoznanie czynników ryzyka uszkodzenia WKP, na podstawie których można wdrożyć skuteczne programy profilaktyczne (Kobayashi i wsp. 2010, Alenton-Geli i wsp. 2009, Nagraba i wsp. 2011).

W Polsce uszkodzeniom WKP ulega rocznie ok. 14–40 tysięcy osób (Stolarczyk i wsp. 2007). Dane statystyczne wskazują, że na uszkodzenie WKP narażone są szczególnie osoby uprawiające narciarstwo oraz gry zespołowe (koszykówka, piłka nożna) (Brukner i wsp. 2006). Statystycznie najczęściej dochodzi do uszkodzenia WKP u młodych kobiet uprawiających sport wyczynowy (Kiapour i wsp. 2014).

W literaturze najczęściej podawanymi okolicznościami urazu bezkontaktowego są: lądowanie po wyskoku, czy nagła zmiana kierunku ruchu przy ustabilizowanej stopie na podłożu (Brouwer 2007, Elias i wsp. 2004, Hewett i wsp. 2005, Hull i wsp. 1996, Mizuno i wsp. 2001). Dodatkowo opisuje się również działanie sił ścinających, przy jednoczesnym wyhamowywaniu prędkości, podczas gdy pozycja stawu kolanowego jest bliska pełnemu wyprostowi (Van Grinsven i wsp. 2010, Craig i wsp. 2018).

Wyniki badań nie są jednak jednorodne pod względem szczegółowego opisu mechanizmu uszkodzenia WKP. Nie istnieje jedna, jednoznaczna przyczyna obciążenia

więzadła krzyżowego przedniego, prowadząca do jego naderwania lub zerwania. Zdecydowana większość badań przemawia za przewagą mechanizmu koślawiącego staw kolanowy w epidemiologii uszkodzeń WKP. Czasami wskazuje się na izolowany moment koślawiący, innym razem na kombinację działającej siły koślawiącej i rotacyjnej. Czas zadziałania bodźca uszkadzającego WKP wynosi około 40 ms i uniemożliwia prawidłową reakcję proprioceptorów. Zostają wtedy przekroczone zdolności kompensacyjne samego więzadła, reakcja ze strony układu nerwowego, a także zdolności ochrony stawu z pozostałych struktur stabilizujących (Kobayashi i wsp. 2010, Craig i wsp. 2018, Ashvin i wsp. 2012, Meyer i wsp. 2008, Hewett i wsp. 2005, Holman i wsp. 2009, Hewett i wsp. 2009).

Wymienia się wiele czynników ryzyka uszkodzenia WKP. Można je podzielić na: anatomiczno-strukturalne, genetyczne, hormonalne, neuromięśniowe, biomechaniczne oraz środowiskowe (Erica i wsp. 2019, Hewett i wsp. 2016). Do pierwszych grup czynników ryzyka zalicza się głównie elementy związane z płcią.

Anatomicznym uwarunkowaniem wystąpienia uszkodzenia WKP jest budowa dołu międzykłykciowego kości udowej. Badania pokazują, że w przypadku kobiet szerokość tej struktury kostnej jest mniejsza niż u mężczyzn (Davis i wsp. 1999, Pettineo i wsp. 2004, Tuca i wsp. 2016), wysokość - większa, natomiast kąt dołu międzykłykciowego jest mniejszy (Chandrashekar i wsp. 2005). Taka budowa anatomiczna może warunkować u kobiet uszkodzenie WKP, u których dodatkowo więzadło to ma mniejszą długość, mniejszy przekrój poprzeczny i objętość, w porównaniu do WKP u mężczyzn (Chandrashekar i wsp. 2005).

Za kolejny anatomiczny czynnik ryzyka uważa się zwiększoną wiotkość stawów, częściej obserwowaną wśród kobiet. Przejawiającą się, w tym przypadku, w postaci nadmiernego przeprostu stawów kolanowych (Shultz i wsp. 2010).

Czynnikami predysponującymi do uszkodzenia tego więzadła, związanymi z płcią, jest także szersza miednica, zwiększony kąt antewersji kości udowej i kąt Q, większy kąt przodopochylenia miednicy oraz tendencja do koślawego ustawienia stawów kolanowych u kobiet (Johnson i wsp. 2004, Kramer i wsp. 2004, Alentorn-Geli i wsp. 2009, Ashvin i wsp. 2012).

W ostatnim czasie coraz częściej zwraca się uwagę na predyspozycje genetyczne uszkodzeń więzadła krzyżowego przedniego. Rodzinne zależności, zaobserwowane w grupie osób z przebyłym uszkodzeniem WKP, skłoniły badaczy do poszukiwań możliwych genetycznych powiązań. Stwierdzono, że polimorfizm w obrębie genów COL1A1 (Stępień-Słodkowska i wsp. 2016), COL5A1 oraz COL12A1 (Shultz i wsp. 2012), które odpowiadają

za kodowanie strukturalnych składowych lub sterowników poszczególnych typów kolagenu, wchodzących w skład włókien kolagenowych WKP, łączony jest z ryzykiem wystąpienia uszkodzenia tego więzadła.

Teoria czynników hormonalnych, jako elementów predysponujących do uszkodzenia WKP, oparta jest o badania, których wyniki wskazują na istnienie receptorów w obrębie ludzkich więzadeł krzyżowych oraz mięśni szkieletowych dla hormonów płciowych, takich jak: estrogen, relaksyna i testosteron (Dragoo i wsp. 2003, Dragoo i wsp. 2009, Faryniarz i wsp. 2006, Hamlet i wsp. 1997, Lovering i wsp. 2005). Wyniki niektórych badań wskazują, że zmiany poziomu hormonów podczas cyklu miesięczkowego u kobiet mogą mieć wpływ na uszkodzenie WKP. Największe ryzyko takiego urazu występuje w fazie przedowulacyjnej (Arendt i wsp. 2002, Beynon i wsp. 2006).

Do czynników neuromięśniowych zalicza się między innymi siłę pracy poszczególnych grup mięśniowych. Szczególną uwagę poświęca się stosunkowi sił mięśni kulszowo-goleniowych do mięśnia czworogłowego uda. Prawidłowa aktywność mięśni tylnej taśmy mięśniowej kończyny dolnej skutecznie przeciwdziała nadmiernemu przesunięciu w przód oraz rotacji zewnętrznej piszczeli w czasie prostowania stawu kolanowego, czy podczas fazy lądowania po wysoku (Serpell i wsp. 2015, Aagaard i wsp. 2000, Alentorn-Geli i wsp. 2009, Hewet i wsp. 2005). Innym czynnikiem ryzyka, w tej grupie, jest także zmęczenie mięśni podczas danej aktywności sportowej, spowodowane często nieprawidłowym przygotowaniem motorycznym zawodnika. Sprzyja to zmianie wzorców ruchowych na mniej efektywne oraz zaburza proces kontroli nerwowo-mięśniowej (Shultz i wsp. 2010, Sarshin i wsp. 2011, Alentorn-Geli i wsp. 2009, Leetun i wsp. 2004).

W naszym aparacie ruchu ważną rolę odgrywają grupy mięśniowe pełniące stabilizacyjną rolę. Dotyczy to głównie obręczy barkowej, stawu biodrowego, czy segmentów kręgosłupa. Mięśnie, takie jak: stożek rotatorów, pośladkowe wielkie i średnie wielodzielne, czy poprzeczny brzucha, spełniają rolę stabilizowania wyżej wymienionych kompleksów stawowych, bądź też optymalnego ustawienia segmentów ciała w trakcie wykonywania ruchu (Viehöfer i wsp. 2016, Jeong i wsp. 2015, Youdas i wsp. 2014). W przypadku zaburzenia ich funkcji, na skutek na przykład napięcia, skrócenia, czy zmniejszonej aktywacji, dochodzi do ograniczenia ich prawidłowej pracy, co niekorzystnie wpływa na mechanikę czynności ruchowej i powstanie ruchów kompensacyjnych. Działanie tych mięśni jest kluczowe dla utrzymania prawidłowych wzorców ruchu. Zaburzenie ich funkcjonowania prowadzi do zastępczej aktywności mięśni pomocniczych, które zaczynają odgrywać dominującą rolę (Sarshin i wsp. 2015, Rzepka 2016).

Coraz więcej autorów zwraca uwagę na związek pomiędzy stabilnością centralną (*ang. core stability*), a funkcją kończyn dolnych, zaburzeniem wykonywania podstawowych wzorców ruchowych (Leetun i wsp. 2004). Stabilność tułowia odgrywa zasadniczą rolę w kontrolowaniu poruszania się całego ciała. Zakłada się, że czynność stabilizacyjna w rejonie proksymalnym ciała (tułów) stanowi podstawę efektywnego ruchu części dystalnych, czyli kończyn górnych i dolnych, w tym także osiowego ustawienia kończyn dolnych podczas wykonywania dynamicznych ruchów, jak na przykład skoków (Gibbon i wsp. 2001, Gehring i wsp. 2009, Huang i wsp. 2014, Shultz i wsp. 2010, Alentorn-Geli i wsp. 2009, Leetun i wsp. 2004, Hodges i wsp. 1997).

Stabilność charakteryzuje się kontrolą ciała w warunkach zarówno statycznych, jak i dynamicznych. Na stabilność wpływa kilka czynników, takich jak: zakres ruchu całego łańcucha kinematycznego, siła mięśniowa, koordynacja nerwowo-mięśniowa, a także wytrzymałość mięśniowa. Warto podkreślić, że optymalna stabilność wymaga współdziałania wyżej wymienionych elementów, a nie dominacji jednego z nich (Rzepka 2016, Behm i wsp. 2009). Wśród osób z zaburzoną stabilnością centralną można zaobserwować nadmierne przywiedzenie oraz rotację wewnętrzną w stawach biodrowych z jednoczesnym odwiedzeniem w stawach kolanowych i rotacją zewnętrzną kości piszczelowej (Behm i wsp. 2009, Leetun i wsp. 2004). Nieefektywne mechanizmy stabilizacji centralnej brane są pod uwagę, jako jedna z pośrednich przyczyn uszkodzeń WKP (Gibbon i wsp. 2001, Leetun i wsp. 2004, Rzepka 2016).

Warto także podkreślić znaczenie zmiany relacji długości do napięcia mięśni zginaczy i prostowników stawu biodrowego, która ma kluczowe znaczenie dla mechaniki poruszania się zawodnika i strategii ruchowych wynikających z aktywizacji mięśni odpowiedzialnych za rozwijanie momentu siły podczas odbicia, czy przyspieszenia. W przypadku skrócenia mięśni zginających (najczęściej mięśnia biodrowo-lędźwiowego, mięśnia prostego uda) dochodzi do zaburzenia aktywacji mięśni odpowiedzialnych za stabilizację i wyprost w stawie biodrowym - grupa mięśni pośladkowych. Pośrednio może to mieć także niekorzystny wpływ na inne grupy mięśniowe, jak odwodziciele - na przykład na mięsień napinacz powięzi szerokiej. Zmniejszona kontrola mięśniowa oraz zaburzenie optymalnego ustawienia w stawie biodrowym mogą prowadzić do nieefektywnego wzorca ruchu, a w konsekwencji przeciążeń i urazów. Dotyczy to także struktur stawu kolanowego, między innymi więzadła krzyżowego przedniego (Rzepka 2016).

Jak podaje Rzepka (2007) do prawidłowego wykonywania ruchów dynamicznych niezbędny jest pełny zakres ruchu w całym łańcuchu kinematycznym kończyny dolnej. Ograniczenie zgięcia grzbietowego stopy (spowodowane przykładowo konfliktem przednim

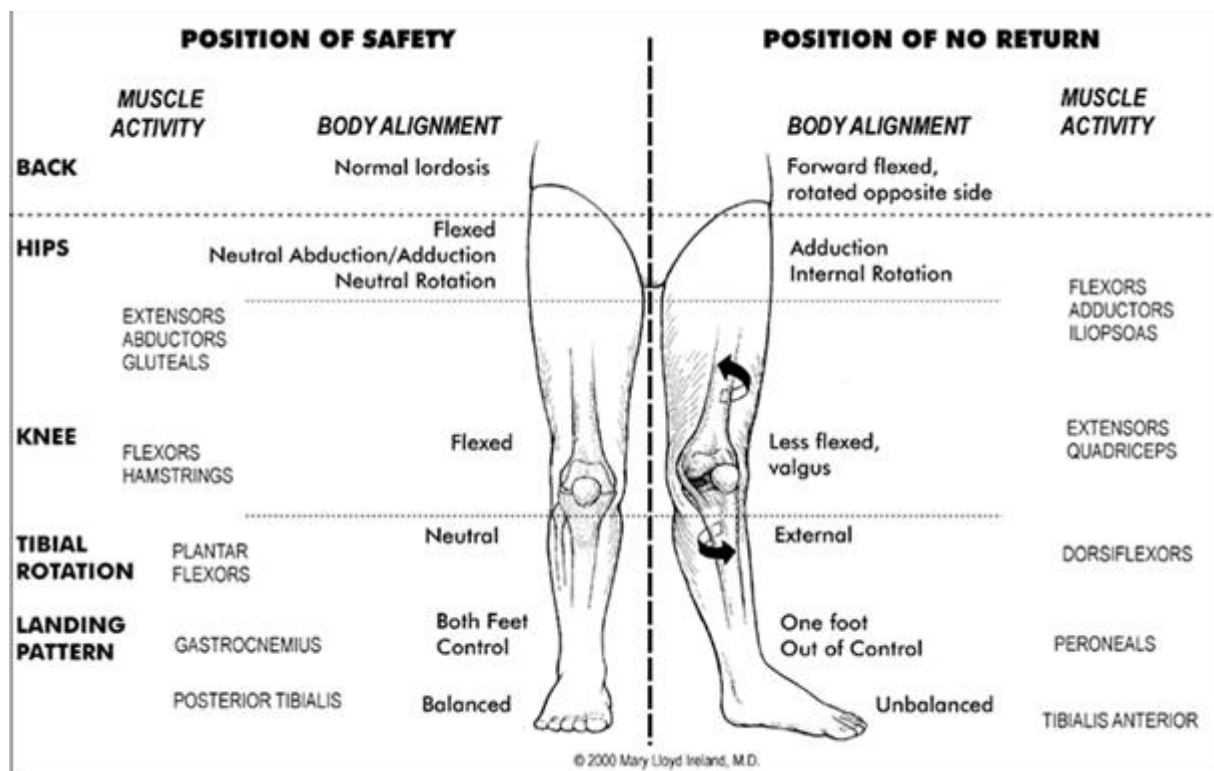
tego stawu) lub ograniczenie rotacji wewnętrznej w stawie biodrowym (spowodowane przykładowo konfliktem panewkowo-udowym) może prowadzić do urazu stawu kolanowego, w tym uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego (Rzepka 2017).

Zależności te są szczególnie ważne w procesie planowania i realizacji programu rehabilitacji, zarówno przygotowującej do zabiegu rekonstrukcji WKP, jak i rehabilitacji pooperacyjnej lub też w ramach prewencji urazu (Chappel i wsp. 2005, Hewett i wsp. 1996, Shultz i wsp. 2010).

Ostatnią grupę czynników ryzyka stanowią warunki środowiskowe (zewnętrzne), które dotyczą głównie warunków pogodowych, rodzaju podłoża oraz wyboru obuwia przez sportowców w trakcie ich treningów lub rozgrywek sportowych (Alentorn-Geli E i wsp. 2009).

Jak pokazuje w swoich badaniach Kimura i wsp. (2010) oraz Kuriharda (2018) wyżej opisane czynniki ryzyka urazu stawu kolanowego wpisane są w badminton.

Rycina 1 przedstawia typowe ustawienie całej kończyny dolnej oraz tułowia, sprzyjające uszkodzeniu WKP. Na takie ułożenie ciała składają się: tułów lekko pochylony w przód, rotacja ciała w stronę przeciwną do podporowej kończyny ulegającej urazowi, przywiedzenie i rotacja wewnętrzna w stawach biodrowych, ustawienie koślawiace lekko ugiętego stawu kolanowego, rotacja zewnętrzna piszczeli oraz niekontrolowane przeniesienie ciężaru ciała na jedną kończynę podporową (Counts i wsp. 2006, Alentorn-Geli E i wsp. 2009).



Rycina 1. Ustawienie kończyny dolnej sprzyjające uszkodzeniu WKP
(Counts i wsp. 2007: 944).

1.3 Uszkodzenie więzadła krzyżowego przedniego w badmintonie

Badminton jest sportem indywidualnym i bezkontaktowym, który cechuje wykonywanie wyskoków, szybkie zmiany kierunku ruchu, nagle, mocne, energiczne ruchy dominującej kończyny górnej w różnych płaszczyznach, a także wypady w przód, tył i w bok (Huang 2014, Kimura i wsp. 2012, Jaworski i wsp. 2017, Reeves i wsp. 2015, Wing i wsp. 2016). Jest to sport bardzo dynamiczny, charakteryzujący się dużą szybkością, precyzją i wytrzymałością zawodników (Kroner 1990, Kimura i wsp. 2012, Jaworski i wsp. 2017, Huang i wsp. 2014). Badminton wymaga wykonywania obszernych ruchów kończyn dolnych, precyzji i koordynacji kończyn górnych oraz dobrej stabilności centralnej. Jest dyscypliną wszechstronną, kształtującą w sposób harmonijny wiele cech motorycznych (Jaworski i wsp. 2017, Wing i wsp. 2016).

Olimpijska kariera badmintona rozpoczęła się w roku 1988 na Letnich Igrzyskach Olimpijskich w Seulu, gdzie grę potraktowano pokazowo. Badminton bardzo szybko stał się modny i już na Igrzyskach w Barcelonie w 1992 roku włączono go do programu, jako dyscyplinę medalową. Z biegiem czasu gra stawała się coraz bardziej popularna. Zyskała

sympatię nie tylko w gronie amatorów, lecz także i profesjonalistów. Z tego to właśnie powodu powołano Międzynarodową Federację Badmintona (MFB).

Badminton należy do najszybszych sportów raketowych, gdzie rekord szybkości, jaki osiągnęła lotka wynosił 493 km/h. W trzysetowym meczu zawodnicy potrafią przebiec około 6-7 km, odbijając lotkę średnio 400 razy, a badmintonista musi wykonać dwukrotnie więcej ruchów niż tenisista - podczas wypadów, sprintu do skrótów czy wyskoków (Bańkosz i wsp. 2009). Typową cechą meczu jest krótki czas akcji wynoszący około 7 sekund i czas spoczynku wynoszący około 10-15 sekund.

Jest to sport bardzo wymagający, gdzie średnia wartość tętna u graczy osiąga ponad 90% maksymalnej jego wartości. Interwałowe wysiłki, jakie występują w badmintonie, bazują na dwóch systemach energetycznych, zarówno tlenowym, jak i beztlenowym: 30% w systemie tlenowym, 60-70% w systemie beztlenowym (Jaworski i wsp. 2017).

Urazy w badmintonie stanowią 5% wszystkich urazów sportowych. Uszkodzenia tkanek miękkich kończyn dolnych, związanych najczęściej z przeciążeniem, są główną przyczyną urazów w badmintonie (Kurihara i wsp. 2018, Kuntze i wsp. 2010, Hu i wsp. 2015). Należy pamiętać, że uszkodzenia te nie muszą zaczynać się od wyraźnego urazu, łatwego do określenia. W znacznej części występują one na skutek sumowania się mikrourazów (Chen i wsp. 2015, Rzepka 2016, Chorba i wsp. 2010, Sarshin i wsp. 2011), które niejednokrotnie nie dają objawów przez wiele miesięcy lub nawet lat. Zalicza się tu przede wszystkim następstwa źle leczonych lub niedoleczonych urazów narządu ruchu. Do uszkodzenia tkanek może również dojść na skutek wielokrotnie powtarzanych złych nawyków ruchowych (Rzepka 2016, Griffin i wsp. 2006, Haim i wsp. 2006, Kiesel i wsp. 2009).

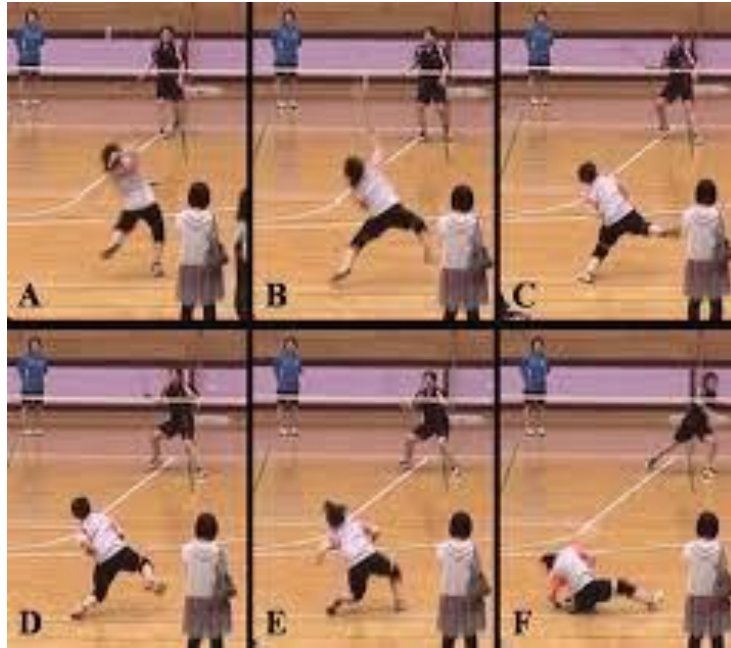
Chociaż urazy w tym sporcie występują, w porównaniu z innymi dyscyplinami, stosunkowo rzadko to rodzaj urazu jest zazwyczaj poważny i często wymaga długiego procesu leczenia oraz rehabilitacji. Ocena zachowań ruchowych, kwalifikowalnych często jako wzorce ruchowe, pozwala na uwydatnienie zaburzeń w łańcuchu kinematycznym. Jak piszą Shultz i wsp. (2010) oraz Alentorn-Geli i wsp. (2009) zmęczenie organizmu powoduje zmniejszenie efektywności wzorców ruchowych i zaburza proces kontroli nerwowo-mięśniowej. Ponadto Sarshin (2011) twierdzi, iż przy narastającym zmęczeniu zawodników badmintona, zmniejsza się zdolność utrzymania prawidłowej dynamicznej kontroli postawy, co prowadzi do zwiększenia ryzyka urazów stawu kolanowego (Sarshin 2011, Ming i wsp. 2014, Kimura i wsp. 2014).

Skřęcenia stawów i uszkodzenia więzadeł kończyn dolnych dotyczą głównie młodych graczy badmintona, podczas gdy uszkodzenia mięśni są najczęstsze u starszych zawodników

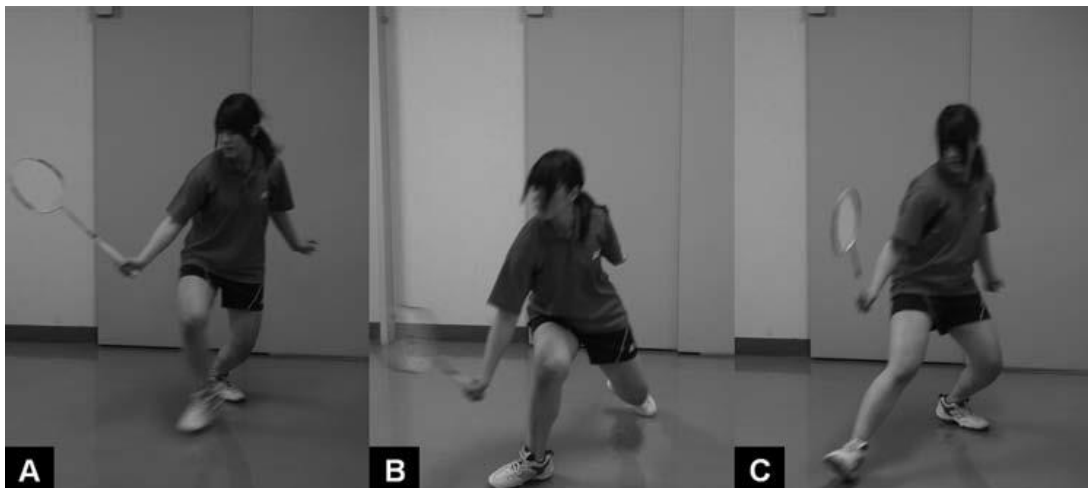
(Reeves i wsp. 2015, Jaworski i wsp. 2017, Akhtar i wsp. 2014). Z danych statystycznych Kimury (2010), wynika że 37% wszystkich obrażeń w badmintonie to uszkodzenia WKP stawu kolanowego.

W literaturze opisywane są głównie dwa mechanizmy urazu, podczas których dochodzi do uszkodzenia WKP u badmintonistów. Pierwszy, najczęstszy mechanizm, dotyczy lądowania na jedną kończynę dolną po uderzeniu nad głową – rycina 2. W tym przypadku urazowi ulega kończyna dolna po przeciwnej stronie dominującej kończyny górnej - kończyny trzymającej raketę. Drugi mechanizm dotyczy wypadu w tył oraz w bok- rycina 3. Urazowi w tym przypadku ulega kończyna dolna po stronie dominującej kończyny górnej (Kimura i wsp. 2010, Kimura i wsp. 2012, Kimura 2014). Proponowaną metodą minimalizacji tych czynników ryzyka jest odpowiednia edukacja i kształtowanie podstaw przygotowania motorycznego (Hewett i wsp. 1996, Shultz i wsp. 2012, Sasaki i wsp. 2018).

Oczekuje się, iż wyniki przeprowadzonych badań pomogą określić stopień ryzyka zmniejszenia się stabilności stawów kolanowych u regularnie trenujących, młodych badmintonistów. Ponadto temat ten jest rzadko poruszany w literaturze naukowej, co stanowi element wyróżniający proponowane badania. Uważam, iż wczesne wykrycie potencjalnej, zmniejszonej stabilności stawu kolanowego pozwoliłoby włączyć program działań profilaktycznych, mających na celu zapobiegnięcie zwiększania się niestabilności stawu kolanowego i całkowitego uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego. Wyniki testów mogą mieć znaczenie w pracy zawodowej trenerów badmintona, lekarzy o specjalizacji ortopedii i traumatologii, fizjoterapeutów oraz trenerów przygotowania motorycznego.



Rycina 2. Mechanizm uszkodzenia WKP lewej kończyny dolnej podczas lądowania po wyskoku. Uszkodzenie WKP w lewym stawie kolanowym nastąpiło najprawdopodobniej w momencie kontaktu stopy z podłożem. Staw skokowy ustawiony był w pronacji, a staw kolanowy znajdował się w pozycji niewielkiego zgięcia, a także koślawienia z zewnętrzną rotacją goleni (D i E) (Kimura i wsp. 2010).



Rycina 3. Mechanizm uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego prawej kończyny dolnej: wypad w przód (A, B) i powrót w tył (C). Najprawdopodobniej do uszkodzenia więzadła krzyżowego dochodzi w momencie powrotu z wypadu w przód. Staw kolanowy ustawiony jest w niewielkim zgięciu i koślawości, staw skokowy natomiast w pronacji (Kimura i wsp. 2010).

2 CEL PRACY

Celem prowadzonych badań było sprawdzenie wpływu uprawiania badmintonu na przednią stabilność stawów kolanowych u badmintonistów między 10 a 12 rokiem życia. Dodatkowo badani zostali poddani ocenie funkcjonalnej FMS (*ang. Functional Movement System*).

2.1 Pytania badawcze

1. Czy regularne uprawianie badmintonu wpływa na zmniejszenie przedniej stabilności stawów kolanowych u badmintonistów między 10 a 12 rokiem życia?
2. Jak regularne uprawianie badmintonu wpływa na wynik oceny funkcjonalnej (FMS) u badmintonistów między 10 a 12 rokiem życia?
3. Czy istnieje związek między przednią stabilnością stawów kolanowych, a wynikiem oceny funkcjonalnej (FMS) w grupie badmintonistów i grupie kontrolnej?
4. Czy uwidoczniły się różnice istotne statystycznie pomiędzy chłopcami, a dziewczętami w aspekcie rozpatrywanych zmiennych?

2.2 Hipotezy badawcze

1. Regularne uprawianie badmintonu wpływa na zmniejszenie przedniej stabilności stawów kolanowych u badmintonistów między 10 a 12 rokiem życia.
2. Regularne uprawianie badmintonu wpływa na wynik oceny funkcjonalnej (FMS) u badmintonistów między 10 a 12 rokiem życia.
3. Istnieje związek między przednią stabilnością stawów kolanowych, a wynikiem oceny funkcjonalnej (FMS) w grupie badmintonistów między 10 a 12 rokiem życia i grupie kontrolnej.
4. Istnieją różnice istotne statystycznie pomiędzy chłopcami, a dziewczętami, w aspekcie rozpatrywanych zmiennych.

3 MATERIAŁ I METODYKA BADAŃ

3.1 Pochodzenie i charakterystyka materiału badawczego

Projekt badawczy realizowany był we współpracy z Centrum Fizjoterapii Galen Rehabilitacja w Bieruniu Starym i śląskimi klubami sportowymi, w tym głównie z uczniowskim klubem sportowym Unia Bieruń. Zawodnicy badani byli w Centrum Fizjoterapii Galen Rehabilitacja, a także podczas wydarzeń sportowych w różnych miastach na Śląsku. Pomiary zostały wykonane dwukrotnie. Kontrolne badania odbyły się po 12-miesięcznym makrocyklu treningowym od pierwszej oceny.

W badaniu wzięło udział 116 osób. Wiek badanych mieścił się w przedziale od 10 do 12 lat. Część z osób (68) stanowiło grupę badaną: sportowcy regularnie, profesjonalnie trenujący badminton (minimum 5 razy w tygodniu). Treningi te składały się z elementów doskonalenia zdolności techniczno-taktycznych, umiejętności ukierunkowanych, takich jak: kształtowanie siły, mocy, wytrzymałości oraz szybkości zawodników. Poza tym jednostki treningowe opierały się na nauczaniu podstawowych zadań ruchowych, takich jak na przykład: przysiad, wypad, lądowanie po wyskoku, ogólne usprawnianie koordynacyjne. Treningi poprzedzone były rozgrzewką, prowadzoną według obecnie panujących zasad przygotowania motorycznego oraz zakończone były regeneracją po treningu, taką jak: rolowanie, pasywne rozciąganie mięśni całego ciała, zimne kąpiele, prysznice o zmiennej temperaturze: ciepłe-zimne. Grupa kontrolna została dobrana wśród młodzieży aktywnej fizycznie (uczestnictwo w lekcjach wychowania fizycznego, pozalekcyjna aktywność na świeżym powietrzu, itp.), jednak nieuprawiającej regularnie żadnej dyscypliny sportowej w sposób profesjonalny. Grupę kontrolną stanowiło 48 osób. Grupy były jednorodne pod względem płci (porównywalna ilość chłopców i dziewcząt w grupie badanej i kontrolnej). Opiekunowie osób biorących udział w badaniach wyrażały pisemną zgodę na udział w eksperymencie. Projekt badań uzyskał aprobatę Uczelnianej Komisji Bioetycznej ds. Badań Naukowych przy Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach – uchwała Nr 6/2016 z dnia 10 marca 2016 roku ws. opinii o projekcie eksperymentu medycznego.

Tabela 1. Charakterystyka grupy badanej oraz kontrolnej.

<i>Charakterystyka</i>	Grupa badana	Grupa kontrolna
	(n=68)	(n=48)
Wiek (lata)	11±1	11±1
Wysokość ciała (cm)	143,6±6,35	141±7,4
Masa ciała (kg)	39,2±2,39	44±6,35

Pierwszym wykonanym badaniem była artrometria, przy użyciu artrometru GNRB, dająca pomiar stabilności przedniej stawów kolanowych. Następnie ocenione zostało siedem zadań ruchowych przy pomocy systemu oceny funkcjonalnej FMS.

Kryteria włączenia do grupy badanej:

- początek specjalistycznego uprawiania badmintona (staż treningowy nie dłuższy niż 3 miesiące),
- wiek - minimum 10, maksimum 12 lat.

Kryteria wyłączenia z grupy badanej:

- wiek poniżej 10 lub powyżej 12 lat,
- przebyte urazy w obrębie stawów kolanowych,
- zdiagnozowana niestabilność stawów kolanowych,
- stany zapalne skóry w obrębie badanego obszaru,
- regularne uprawianie innej dyscypliny sportowej niż badminton,
- przewlekłe choroby wymagające stałego leczenia farmakologicznego.

3.2 Metody badawcze

3.2.1 Badanie artrometryczne

Artrometr jest obiektywnym narzędziem diagnostycznym (ryc. 4), służącym do ilościowej oceny stabilności przedniej stawów kolanowych. Podczas badania artrometrycznego dochodzi do przesunięcia kości piszczelowej względem kości udowej w płaszczyźnie strzałkowej. Badanie to umożliwia diagnozę niestabilności przedniej stawu kolanowego, w tym uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego (Jenny i wsp. 2014, Mouton i wsp.

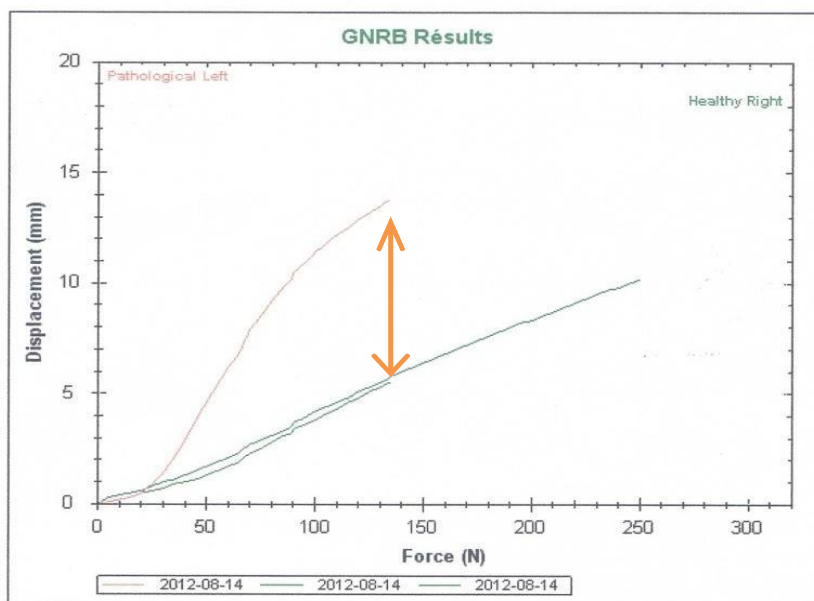
2015, Klouche i wsp. 2015). Dodatkowo, dzięki artrometrii można kontrolować stabilność stawów kolanowych po wykonanej rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego (Semay i wsp. 2016, Devgan i wsp. 2015). Testowane są obie kończyny dolne. W pierwszej kolejności zaleca się badać zdrowy staw kolanowy. Różnica w przemieszczeniu kości piszczelowej względem kości udowej pomiędzy testowanymi kończynami dolnymi większa niż 3 mm może wskazywać na całkowite uszkodzenie WKP oraz na znaczną niestabilność przednią stawu kolanowego. Dodatkowo przyjęto próg 1,5 mm różnicy świadczącej o częściowej niewydolności WKP, a tym samym o zmniejszonej przedniej stabilności stawu. Wartości poniżej 1,5 mm traktuje się jako normę.

Oprócz ilościowej różnicy, odbiegającej od podanych powyżej norm, wynikiem świadczącym o uszkodzeniu struktur stabilizujących w płaszczyźnie strzałkowej jest również ból zgłoszony przez badanego w trakcie przeprowadzania testu. Należy pamiętać, że pod uwagę bierze się też kształt wykresu, na który naniesione są wyniki. Przykładowy wykres będący graficznym przedstawieniem wyników badania artrometrycznego, na podstawie którego można podejrzewać całkowite uszkodzenie więzadła krzyżowego przedniego, załączony jest jako rycina 5.



Rycina 3. Artrometr GNRB. (Źródło własne).

Right knee : Healthy
Left knee : Pathological



Date	Knee	State	Tightening	67N	89N	134N	250N	300N	P2
2012-08-14	left	Pathological	77	7.3	10.2	13.8			69,5
2012-08-14	right	Healthy	84	2.5	3.5	5.7	10.2		39,9
2012-08-14	right	Healthy	87	2.1	3.2	5.5			49,6

Comments :

Rycina 4. Graficzne przedstawienie wyniku przykładowego badania artrometrycznego. Wynik z wykresu wskazuje na całkowitą niewydolność WKP lewej kończyny dolnej, czyli niestabilność przednią. (Źródło własne).

3.2.1.1 Protokół badania artrometrycznego

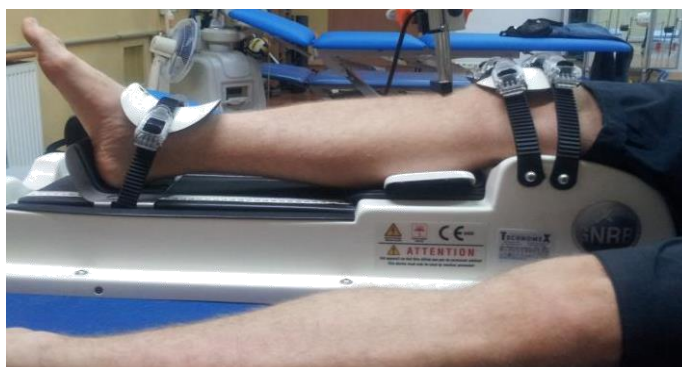
Badanie artrometryczne badmintonistów wykonywane było przez jednego, doświadczonego w obsłudze artrometru terapeutę. Każdorazowo, przed rozpoczęciem oceny, badany został poinformowany o planowanym przebiegu badania, w sposób podany w instruktażu. Badania zostały przeprowadzone na artrometrze GNRB firmy Genourob. Przebieg badania był zgodny z instrukcją zamieszczoną do urządzenia, a ponadto ze wskazaniem uwzględnionymi w artykule, porównującym artrometr GNRB z KT-1000 (Collette M i wsp. 2012).

Przygotowanie pacjenta do badania oraz metodyka wykonywania pomiaru zostały opracowane na podstawie zaleceń producenta oraz wytycznych opisanych przez Rohman i wsp. (2016).

Przebieg badania:

Przed rozpoczęciem badania terapeuta zaznacza na skórze obie guzowatości piszczeli (najbardziej wyniosłe punkty na kościach piszczelowych).

Stawy kolanowe muszą być odsłonięte do badania. W pierwszej kolejności testowana jest niedominująca kończyna dolna lub kończyna dolna bez dolegliwości bólowych. Badanego układa się na stole do terapii manualnej w swobodnej pozycji leżenia tyłem z testowaną kończyną dolną ustawioną w obrębie urządzenia pomiarowego w taki sposób, aby szpara stawu kolanowego była zlokalizowana między elementem podpierającym udo oraz elementem podpierającym podudzie z uwzględnieniem neutralnej rotacji piszczeli (rycina 6).



Rycina 5. Badanie artrometryczne - sposób ułożenia kończyny dolnej. (Źródło własne).

Celem utrwalenia danego ustawienia kończyny dolnej zapinane są pasy stabilizujące na okolicę rzepki tak, aby wartość nacisku pasów mieściła się w zakresie wartości 70-100 N. Dodatkowo zapinane są pasy stabilizujące na okolice stawu skokowego, który ustawiony jest w zgięciu grzbietowym - ok. 90°, a terapeuta odczytuje i zapisuje odległość definiującą lokalizację pięty, aby odtworzyć tę odległość przy pomiarze drugiej kończyny dolnej.

Po ustabilizowaniu kończyny dolnej terapeuta mierzy kąt zgięcia stawu kolanowego za pomocą goniometru i zapisuje zmierzoną wartość. Ustawienie kończyny dolnej w obrębie urządzenia pomiarowego wymusza niewielkie zgięcie stawu kolanowego w zakresie około 20°. Jest to wartość zmienna osobniczo i zależna między innymi od długości kończyn dolnych.

Następnie umieszcza się czujnik przemieszczenia kości na guzowatości kości piszczelowej (w miejscu wcześniej oznaczonym markerem). Czujnik powinien znajdować się w osi kończyny dolnej. W ustawieniach urządzenia wybiera się docelową wartość siły

wyrażoną w niutonach (N), która ma zadziałać na podudzie, powodując jego przesunięcie w kierunku przednim w stosunku do uda w płaszczyźnie strzałkowej.

Bezpośrednio przed rozpoczęciem próby, po wprowadzeniu wszystkich danych, każdy badany został poinstruowany o konieczności rozluźnienia się do badania (badający przypominał o tym każdorazowo przed wykonaniem pomiaru).

Bezpośredni pomiar polega na tym, że element podpierający podudzie zaczyna wywierać narastający nacisk na łydkę od strony tylnej w kierunku przednim, aż do osiągnięcia docelowo wartości 134 N. Czujnik przemieszczenia rejestruje wielkość przesunięcia guzowatości kości piszczelowej względem rzepki. Badający wykonuje jeden pomiar właściwy oraz jedno badanie próbne.

Po zakończeniu testowania niedominującej kończyny dolnej następuje analogiczny pomiar w zakresie drugiej kończyny. W przypadku wystąpienia bólu zgłaszanego przez badanego podczas testu, badany jest wykluczony z dalszego uczestnictwa w ocenie. Wynik zostaje podany w postaci wykresu oraz w wartościach liczbowych przesuwu kości piszczelowej w kierunku przednim w płaszczyźnie strzałkowej przy zastosowanej sile równej 134 N. Przesunięcie kości piszczelowej rejestrowane jest co 5 N i podane w milimetrach. Analizie statystycznej zostaną poddane wyniki dla każdej kończyny dolnej oraz wynik różnicy tych pomiarów.

Przed przystąpieniem do badań, została sprawdzona rzetelność i powtarzalność pomiarów artrometru GNRB. W tym celu zostały obliczone współczynniki korelacji wewnątrzklasowej – ICC (ang. intraclass correlation coefficient). Wartość współczynnika ICC mieści się w przedziale od 0 (brak rzetelności) do 1 (rzetelność doskonała), a interpretuje się ją w następujący sposób: < 0,40 – rzetelność słaba, 0,40–0,75 – rzetelność umiarkowana i > 0,75 – rzetelność doskonała (Weir i wsp. 2005).

Współczynnik korelacji wewnątrzklasowej dla pojedynczego pomiaru został wyliczony według poniższego równania (1):

$$ICC_{2,1} = \frac{MSB - MSE}{MSB + (i-1)MSE + i(MSR - MSE) / j}$$

gdzie:

$ICC_{2,1}$ – współczynnik korelacji wewnątrzklasowej dla pojedynczego pomiaru,

MSB – średnia suma kwadratów między obiektami,

MSE – średnia suma kwadratów błędów,

MSR – średnia suma kwadratów między pomiarami,

j – liczba obiektów,

l – liczba powtarzanych pomiarów każdego obiektu.

Współczynnik rzetelności (R) został wyliczony według poniższego równania (2):

$$R = \frac{sR1}{1 + R(s - 1)}$$

gdzie:

R – współczynnik rzetelności,

RI – ICC pojedynczego pomiaru,

s – liczba pomiarów niezbędna do osiągnięcia wymaganego poziomu rzetelności.

Rzetelność artrometru GNRB

Przeprowadzona analiza rzetelności wykazała, że aby otrzymać rzetelny i powtarzalny wynik przy wykorzystaniu artrometru GNRB, należy przeprowadzić przynajmniej trzy pomiary stabilności (ICC=0,80).

3.2.2 System oceny funkcjonalnej (FMS)

Jakiegokolwiek zaburzenia w obrębie narządu ruchu mogą prowadzić do nieprawidłowego funkcjonowania obszarów, będących nawet w dużym oddaleniu od miejsca pierwotnej dysfunkcji. Za przenoszenie napięć odpowiedzialny jest układ powięziowy, który stanowi integralną całość z systemem mięśniowym, trzewnym, stawowym, kostnym, nerwowym i naczyniowym. Przedłużające się napięcie struktur powięziowo-mięśniowych może oddziaływać na stawy, a nieprawidłowa stymulacja z receptorów stawowych może powodować zmiany w pamięci korowej i powstawanie nieprawidłowego wzorca ruchowego. Dysfunkcje stawowe powinny więc być rozpatrywane w kontekście całego narządu ruchu (Janda i wsp. 2010, Myers 2010).

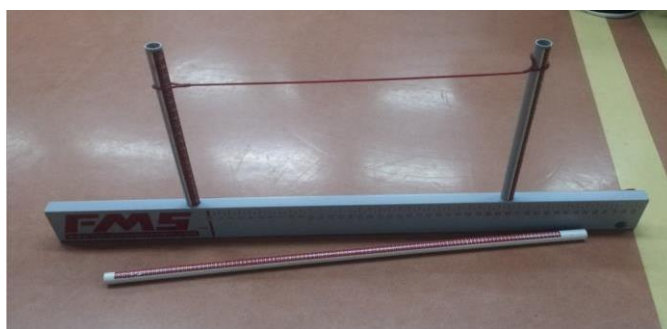
Wielu naukowców próbuje opracować narzędzia do oceny sportowców, w celu identyfikacji czynników ryzyka urazów (Alentorn Geli i wsp. 2009, Hewett i wsp. 2005, Kiesel i wsp. 2009, Myklebust i wsp. 2003, Wojtys i wsp. 1996, Zazulak, i wsp. 2006). Są one w dużej mierze zaprojektowane w celu identyfikacji nieprawidłowej kontroli

nerwowo-mięśniowej tułowia kończyn dolnych (Cichanowski i wsp. 2007, Esser i wsp. 2011, Leetun i wsp. 2004, Okada i wsp. 2011, Padua i wsp. 2012, Peatei wsp. 2000, Powers i wsp. 2010, Shultz i wsp. 2010, Tyler i wsp. 2006, Zazulak i wsp. 2006, Zazulak i wsp. 2007). Testy przesiewowe okazały się wiarygodne i wykazały pewne obiecujące wyniki w przewidywaniu urazów w planowanej aktywności zawodnika. (Chorba i wsp. 2010, Cook i wsp. 2006, Esser i wsp. 2011, Gribble i wsp. 2013, McLean i wsp. 2005, Minick i wsp. 2010, Onate i wsp. 2012, Padua i wsp. 2009, Schneiders i wsp. 2011, Smith i wsp. 2013, Teyhen i wsp. 2012). Jednakże ich skuteczność, jako narzędzia przesiewowego do identyfikacji konkretnych dysfunkcji kończyn dolnych, które są bezpośrednimi czynnikami ryzyka urazu, nie została jeszcze jednoznacznie ustalona.

Jednym z takich narzędzi jest funkcjonalna ocena (FMS) autorstwa Gray Cook, która została stworzona w celu identyfikacji podstawowych czynników ryzyka urazów poprzez obserwacje powszechnych dysfunkcji funkcjonalnych i asymetrii ruchów (Chorba i wsp. 2010, Esser i wsp. 2011, Gribble i wsp. 2013, Minick i wsp. 2010, Onate i wsp. 2012, Schneiders i wsp. 2011, Smith i wsp. 2013, Teyhen i wsp. 2012). Głównymi założeniami FMS jest ocena zadań ruchowych, minimalny nakład sprzętu, efektywność pod względem wykorzystania czasu i przestrzeni oraz możliwość porównywania danych na przestrzeni czasu. FMS daje badającemu możliwość określenia źródła problemu oraz jego kompensacji. Wynik w postaci liczby przedstawia predyspozycje danej jednostki do urazowych uszkodzeń ciała. Dzięki ocenie FMS można ukierunkować działania korygujące, które przywracają poprawną koordynację nerwowo-mięśniową oraz reedukują właściwe nawyki ruchowe (Cook 2006, Aptowicz i wsp. 2010, Szymczak i wsp. 2010, Adamczyk i wsp. 2012, Sznajders i wsp. 2011, Duncan i wsp. 2013). FMS składa się z siedmiu testów ruchowych, które wymagają od badanego fundamentalnego poziomu stabilizacji, siły, mobilności i równowagi ciała. Każde ćwiczenie badany wykonuje dwukrotnie, a wynik zapisywany jest na specjalnym arkuszu (załącznik 1) (Duncan i wsp. 2013, Adamczyk i wsp. 2012). Typowe dysfunkcje, sprawdzane przy pomocy FMS, obejmują: zmniejszoną stabilność tułowia, stabilność i ruchomość stawów biodrowych, skokowych (Cook i wsp. 2006), z których wszystkie są uważane za dysfunkcje związane z bezkontaktowymi urazami stawu kolanowego. Specyficzne czynniki, które mogą przyczynić się do nieprawidłowego wzorca ruchu (zatem także do bezkontaktowego urazu stawu kolanowego) obejmują: zaburzoną pracę odwodzicieli i rotatorów zewnętrznych uda (Hollman i wsp. 2009, Leetun i wsp. 2004, Powers i wsp. 2010, Cichanowski i wsp. 2007, Piva i wsp. 2005), niewystarczającą wytrzymałość przywodzicieli uda (Hewett i wsp. 2006, Padua i wsp. 2012), mięśni tułowia (Zazulak i wsp. 2007), zmniejszoną propriocepcję kończyn dolnych (Zazulak i wsp. 2006), osłabienie

mięśnia brzuchatego łydki (Bell i wsp. 2008), ograniczony ruch w górnym stawie skokowym (Padua i wsp. 2012, Sigward i wsp. 2006), nadmierną pronację w stawie skokowym dolnym (Duffey i wsp. 2000, Lun i wsp. 2004, Macgregor i wsp. 2005, Sacco i wsp. 2006), zwiększone napięcie i siłę mięśnia czworogłowego uda w stosunku do mięśni kulszowo-goleniowych (Piva i wsp. 2005, Post i wsp. 2005, Witvrouw i wsp. 2000). FMS została stworzona w celu przeciwdziałania wyżej wymienionym zaburzeniom. Każdy test ma na celu dać egzaminatorowi lepsze zrozumienie dotyczące pochodzenia dysfunkcji (Cook i wsp. 2006).

Zgodnie z założeniami twórców metody oraz w ujęciu fizjoterapeutycznym, zaburzenia postawy lub występujące kompensacje wpływają nieprawidłowo na motorykę badanego. Każdy test, wykonany przez badanych, oceniany jest w czterostopniowej skali od 0-3, gdzie: 0 – oznacza ból w trakcie wykonywania testu; 1 – oznacza niezdolność wykonania testu; 2 – oznacza wykonanie wzorca z występującymi kompensacjami; 3 – oznacza prawidłowo wykonany wzorec bez kompensacji. Osoba badana może uzyskać maksymalnie 21 punktów. Wynik poniżej 14 punktów oznacza zwiększenie stopnia ryzyka wystąpienia urazu, a tym samym wyłączenie zawodnika z procesu treningowego. Oprócz podstawowych testów, w skład FMS wchodzi również testy wykluczające. Poszczególne testy analizowane są według szczegółowych kryteriów jakościowych, zgodnych z filozofią koncepcji. Oceny FMS dokonuje się z wykorzystaniem specjalistycznego sprzętu „FMS Test Kit™”, składającego się z podstawy o wymiarach 5x15x150 cm, dwóch poprzeczek z podziałką, drążka z podziałką oraz gumy – rycina 7. Ocena FMS wykonywana jest bez rozgrzewki. Każdy wzorec (poszczególne test) wykonuje się po 3 razy. Ocenia się najlepszą próbę, a w razie wątpliwości daje się niższą ocenę. Testy wykonuje się w stroju sportowym. Osoba oceniająca dokonuje analizy sposobu wykonania ruchu w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej.



Rycina 6. Sprzęt do oceny funkcjonalnej FMS. (Źródło własne).

3.2.2.1 Protokół oceny FMS

Test 1 - „Głęboki przysiad” - ocenia ogólną biomechanikę ciała. Umożliwia obustronną analizę funkcjonalnej ruchomości w stawach biodrowych, kolanowych, skokowych. Dodatkowo drążek trzymany nad głową pozwala ocenić mobilność obręczy barkowej oraz kręgosłupa w odcinku piersiowym. Pozycją wyjściową jest stanie z wyprostowanymi kończynami górnymi trzymając drążek nad głową. Stopy ustawione na szerokość bioder. Następnie badanemu poleca się wykonanie jak najniższego przysiadu bez odrywania pięt od podłoża.

Test 2 - „Przeniesienie kończyny dolnej nad płotkiem” - pozwala ocenić funkcjonalną mobilność i stabilność kończyny dolnej (staw biodrowy, kolanowy i skokowy) oraz tułowia. Poprzeczka ustawiona jest na wysokości guzowatości piszczelowej badanego. Stopy ustawione na szerokość bioder, palce stóp dotykają podstawy urządzenia. Drążek spoczywa na barkach ustawiony równolegle do podłoża. Stawy łokciowe zgięte pod kątem 90°. Zadaniem badanego jest przejście jedno nogą nad poprzeczką, dotknięcie piętą podłoża oraz powrót do pozycji wyjściowej.

Test 3 - „Przysiad w wykroku” - umożliwia ocenę mobilności i stabilności tułowia, miednicy, stawów biodrowych, kolanowych i skokowych. Ocenia również zdolność tułowia do zapobiegania działaniu sił rotacyjnych. Osoba badana staje na podstawie urządzenia. Stopy ustawione są równolegle w linii. Odległość pomiędzy stopami badanego wyznaczana jest przez pomiar długości goleni od podłoża do szpary stawu kolanowego. Drążek znajduje się za plecami badanego. Kończyna górna chwyta drążek na wysokości odcinka szyjnego kręgosłupa po tej samej stronie co kończyna wykroczna, a przeciwna na wysokości lędźwiowego odcinka kręgosłupa. Celem badanego jest wykonanie przysiadu w wykroku.

Test 4 - „Ruchomość obręczy barkowej” - pozwala sprawdzić obustronną ruchomość obręczy barkowej. Przed wykonaniem schematu ruchowego należy wykonać jeden z testów prowokacyjnych, dotyczących oceny konfliktu podbarkowego, według Yocum (test oporowy zgięcia wraz z rotacją wewnętrzną w stawie ramiennym, z dłonią ułożoną na przeciwnym barku). Badający wykonuje pomiar długości dłoni. Osoba badana zaciska dłonie w pięść. Badany wykonuje jedną kończyną maksymalne przywiedzenie z rotacją wewnętrzną w stawie ramiennym, drugą zaś maksymalne odwiedzenie z rotacją zewnętrzną w stawie

ramiennym próbując chwycić się za plecami. Ocenia się odległość pomiędzy końcami pięści badanego.

Test 5 - „Aktywne uniesienie wyprostowanej kończyny dolnej” - umożliwia ocenę elastyczności tylnej grupy mięśni uda oraz podudzia. Dodatkowo test ocenia tzw. pasywną elastyczność mięśnia lędźwiowego kończyny po stronie przeciwnej do badanej. Osoba badana leży na plecach, ramiona są ułożone w lekkim odwiedzeniu. Podstawa znajduje się pod kolanami. Celem pacjenta jest uniesienie wyprostowanej kończyny dolnej w stawie kolanowym oraz w zgiętym grzbietowo stawie skokowym górnym. Kończyna przeciwna musi zostać wyprostowana i zachować kontakt z podłożem.

Test 6 - „Zginanie ramion w podporze przodem” (pompka) - pozwala ocenić stabilność tułowia podczas symetrycznej pracy ramion. Przed próbą wykonania wzorca należy wykonać test prowokacyjny polegający na wykonaniu wyprostu kręgosłupa w odcinku lędźwiowym (przez uniesienie głowy i tułowia prostując kończyny górne w stawach łokciowych) w leżeniu przodem. Ból w czasie testu prowokacyjnego oznacza 0 punktów w próbie. Testowana osoba leży przodem, a jej dłonie znajdują się na wysokości czoła (u mężczyzn) oraz na wysokości żuchwy (u kobiet). Celem badanego jest przejście z pozycji leżenia na brzuchu do podporu przodem. W sytuacji jeśli osoba testowana nie jest w stanie wykonać wzorca, zmienia się punkt podparcia dłoni w celu ułatwienia wykonania zadania ruchowego.

Test 7 - „Stabilność rotacyjna” - umożliwia ocenę stabilności tułowia w płaszczyźnie strzałkowej. Przed próbą wykonania wzorca należy wykonać test prowokacyjny polegający na wykonaniu wyprostu odcinka piersiowego w kłęk podpartym. Ból w czasie testu prowokacyjnego oznacza 0 punktów w próbie. Pozycją wyjściową do testu jest kłęk podparty. Stawy ramienne i biodrowe powinny być zgięte do 90°, stawy skokowe ustawione w zgięciu grzbietowym. Pomiędzy stawami kolanowymi i dłońmi badanego znajduje się podstawa urządzenia. Celem badanego jest jednoczesne uniesienie kończyny dolnej i górnej po tej samej stronie ciała, następnie dotknięcie stawem kolanowym do stawu łokciowego oraz powrót do pozycji wyjściowej.

Tabela 2. FMS – kryteria oceny funkcjonalnej. (Źródło własne).

Ćwiczenie	Kryteria oceny		
	3	2	1
Głęboki przysiad	- prosty tułów - biodra poniżej poziomu kolan - kolana i tyczka nad stopami	- prosty tułów - biodra poniżej poziomu kolan - kolana i tyczka nad stopami (pięty na desce)	- zgięcie odcinka lędźwiowego - biodra powyżej poziomu kolan - kolano poza stopami
Przejście nad płotkiem	- biodra, kolana, stopy w osi - min. ruch lędźwi - tyczka i płotek w linii	- zaburzenia osiowości - duży ruch w od. L - tyczka i płotek nie są równoległe	- kontakt stopy z płotkiem - utrata równowagi
Wykrok w linii	- tułów nieruchomo - stopy w linii - kolano dotyka ziemi za piętą	- ruch tułowia - stopy nie w osi - kolano nie dotyka ziemi	- utrata równowagi
Ruchomość barków	- odległość między pięściami wynosi długość dłoni	- odległość między pięściami wynosi półtorej długości dłoni	- odległość między pięściami większa niż półtorej długości dłoni
Długość mm. kulszowo-goleniowych	- kostka znajduje się pomiędzy biodrem, a połową uda	- kostka znajduje się pomiędzy połową uda, a środkiem rzepki	- kostka znajduje się poniżej środka rzepki
Pompka	- mężczyzna 1 powtórzenie kciuki powyżej głowy - kobieta 1 powtórzenie kciuki w linii policzków	- mężczyzna 1 powtórzenie kciuki w linii policzków - kobieta 1 powtórzenie kciuki w linii obojczyków	- mężczyzna 1 powtórzenie kciuki w linii obojczyków - kobieta nie jest w stanie wykonać pompki
Stabilność rotacyjna	- wykonano 1 powtórzenie jednostronne, - prosty tułów - kolano i łokieć dotykają się nad deską	- wykonano 1 powtórzenie skośne - prosty tułów - kolano i łokieć dotykają się nad deską	- nie jest w stanie wykonać 1 powtórzenia skośnego

3.3 Metody analizy statystycznej

Analiza statystyczna została przeprowadzona z wykorzystaniem pakietu Statistica v.12 (StatSoft) i obejmuje statystykę opisową oraz analizę różnic pomiędzy średnimi, posługując się parametrycznym testem. Przyjęto poziom istotności $p < 0,05$.

W celu rozwiązania problemu badawczego zostaną zastosowane analizy empiryczne oraz eksploracyjne o charakterze porównawczym i modelowym.

W pierwszym etapie badań empirycznych, sporządzono analizy opisowe badanych zmiennych, uwzględniając współczynniki zmienności, średnie i odchylenia standardowe wartości danych pomiarowych. Wynikowe wartości miar położenia (\bar{x}), zmienności (V) oraz rozproszenia (S), obliczone zostały według wzoru:

$$V_{(x)} = \frac{S_{(x)}}{\bar{x}} * 100\%$$

W celu oceny dynamiki zjawiska zbudowany został szereg czasowy (dynamiczny), w którym rozpatrywane były poziomy zmiennych - wyniki pomiarów, w funkcji czasu. Wprowadzając numerację jednostek czasu $t=0$ do $t=n-1$ oraz podporządkowując tym numerom zaobserwowane poziomy badanego zjawiska, uzyska się tzw. realizację procesu stochastycznego, w postaci szeregu czasowego (Sobczyk 2002, Snarska 2005).

Do analizy zmienności dynamiki zjawiska, wykorzystane zostały przyrosty absolutne oraz indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe.

Każdorazowo sprawdzano stopień dopasowania funkcji trendu do danych empirycznych (Sobczyk 2002, Snarska 2005, Ostasiewicz i wsp. 2006), wyrażonej wzorem:

$$f(t) = a + b \cdot t$$

gdzie:

a – wartość trendu w okresie 0,

b – przeciętny okresowy przyrost ($b>0$) lub spadek ($b<0$) trendu,

t – zmienna czasu.

W tym celu, wykorzystany został współczynnik zbieżności, który wyraża się wzorem:

$$\varphi^2 = \frac{\sum(x_t - \hat{x}_t)^2}{\sum(x_t - \bar{x}_t)^2}$$

gdzie:

x_t – rzeczywista wartość zmiennej X w momencie t ,

\hat{x}_t – wartość teoretyczna zmiennej objaśnianej (na podstawie modelu),

\bar{x}_t – średnia arytmetyczna empirycznych wartości zmiennej objaśnianej.

W drugim etapie badań, w celu przeanalizowania i określenia zależności pomiędzy wpływem gry w badmintona na stabilność stawu kolanowego, zmianę wykonywania poszczególnych 7 zadań ruchowych oraz wyniku końcowego oceny funkcjonalnej FMS w badanych grupach, wykorzystano analizę wariancji ANOVA.

Do określenia wszelkich różnic pomiędzy grupami: badaną i kontrolną oraz pomiędzy płcią również została wykorzystana analiza wariancji ANOVA.

W celu określenia związku między przednią stabilnością stawów kolanowych, a wynikiem oceny funkcjonalnej w grupie młodych badmintonistów i grupie kontrolnej zastosowana została analiza korelacji z Pearsona (r).

4 WYNIKI BADAŃ

4.1 Analizy wstępne

Wyniki wykonanych analiz dla badanych zmiennych, w zakresie statystyki opisowej w grupie dziewcząt i chłopców zaprezentowano w tabelach 3 do 6.

Tabela 3. Statystyki opisowe rozkładu wartości zmiennych w grupie badanej – dziewczęta.

Zmienna	Średnia	S	V
Stabilność przednia 1	0,85	0,82	96,24
Stabilność przednia 2	0,64	0,58	90,45
FMS 1 badanie	14,11	1,68	11,95
FMS 2 badanie	14,55	1,94	13,38

Tabela 4. Statystyki opisowe rozkładu wartości zmiennych grupie kontrolnej – dziewczęta.

Zmienna	Średnia	S	V
Stabilność przednia 1	0,89	1,39	156,40
Stabilność przednia 2	0,77	0,54	70,60
FMS 1 badanie	13,60	1,80	13,25
FMS 2 badanie	14,40	1,58	10,98

Kolejno, sprawdzono rozkłady wszystkich analizowanych zmiennych dla poszczególnych okresów pomiarowych. Stwierdzono, iż wyniki miar położenia, zmienności oraz rozproszenia zmiennych wykazują zróżnicowane rozkłady.

Analiza obliczonych współczynników zmienności (V) pomiarów wskazuje, że największe zróżnicowanie w grupie badanej dziewcząt występowało w wartościach pomiarowych zmiennej: „Stabilność przednia 1” (96%). W grupie kontrolnej największe zróżnicowanie występowało również w wartościach zmiennej „Stabilność przednia 1” (156%).

Tabela 5. Statystyki opisowe rozkładu wartości zmiennych w grupie badanej – chłopcy.

Zmienna	Średnia	S	V
Stabilność przednia 1	1,15	1,02	88,71
Stabilność przednia 2	0,85	0,80	93,69
FMS 1 badanie	14,37	2,12	14,75
FMS 2 badanie	14,65	2,29	15,65

Tabela 6. Statystyki opisowe rozkładu wartości zmiennych w grupie kontrolnej – chłopcy.

Zmienna	Średnia	S	V
Stabilność przednia 1	0,86	0,60	69,95
Stabilność przednia 2	0,68	0,46	68,80
FMS 1 badanie	13,13	2,02	15,45
FMS 2 badanie	13,86	2,11	15,26

Analiza obliczonych współczynników zmienności (V) pomiarów wskazuje, że największe zróżnicowanie w grupie badanej chłopców występowało w wartościach pomiarowych zmiennej: „Stabilność przednia 2” (94%). W grupie kontrolnej największe zróżnicowanie występowało również w wartościach zmiennej „Stabilność przednia 1” (70%).

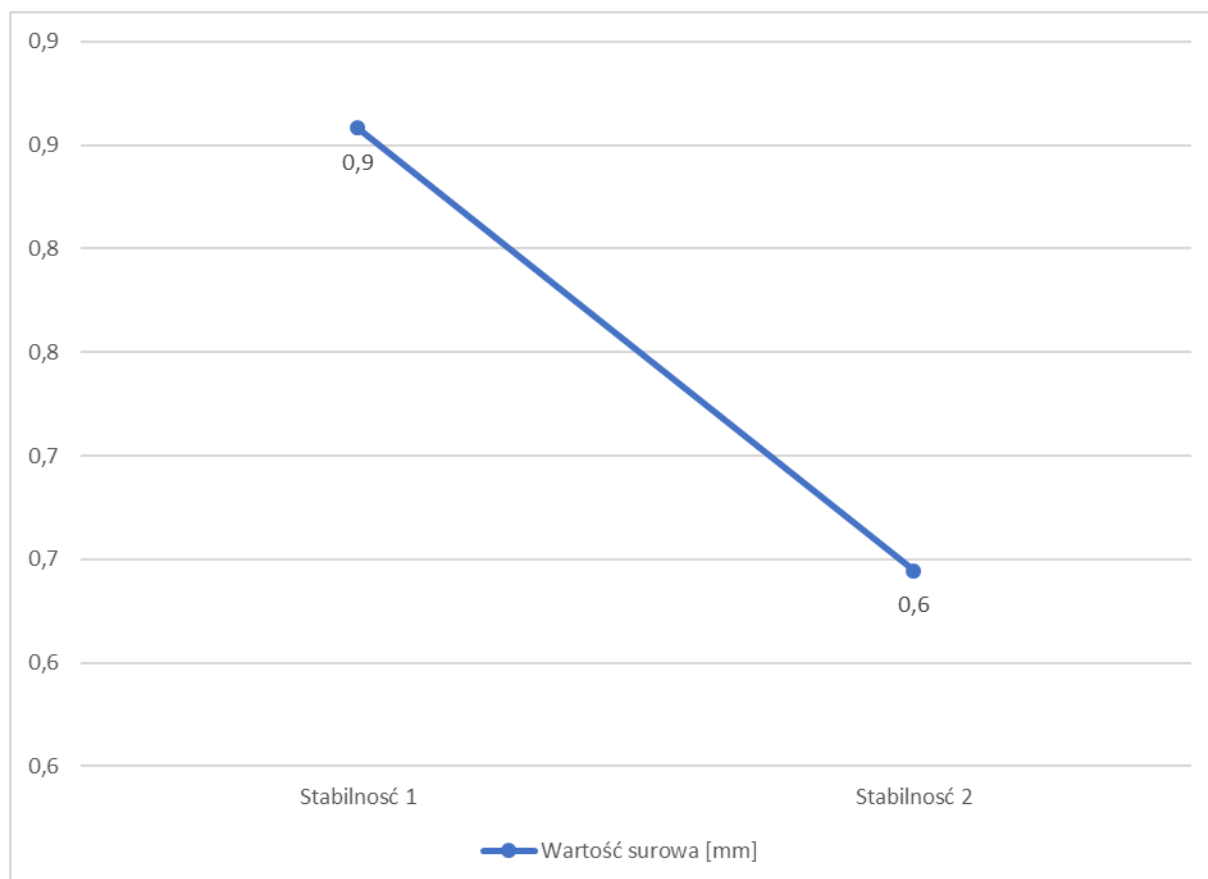
4.2 Analiza dynamiki zmienności wartości pomiarowych stabilności w grupach dziewcząt i chłopców.

Stabilność – grupy badane

Charakterystyka uzyskiwanych wartości przyrostów absolutnych zmiennej „stabilność” w grupie badanych dziewcząt przedstawiona została w tabeli 7. Graficzną analizę rozkładu wartości surowych zmiennej „stabilność” w wymienionej grupie dziewcząt, zaprezentowano na wykresie 1.

Tabela 7. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych stabilności.

Pomiar	Przyrosty jednostawowe [mm]	Przyrosty łańcuchowe [mm]
Stabilność przednia 1	0	0
Stabilność przednia 2	-0,3	-0,3



Wykres 1. Wartości rzeczywiste przyrostów absolutnych badanej zmiennej (wartości w mm).

Analizując otrzymane dane i biorąc pod uwagę przyrosty absolutne można zaobserwować, że wartości „stabilności przedniej” miały tendencje spadkowe (tabela 7, wykres 1). W porównaniu z pierwszym pomiarem oraz biorąc pod uwagę przyrosty jednostawowe i łańcuchowe można stwierdzić zmniejszenie się wartości stabilności w tej grupie w drugim pomiarze o 0,3 mm (tabela 7, wykres 1). Potwierdza to analiza przeprowadzona w oparciu o indeksy jednostawowe i łańcuchowe. W drugim pomiarze całkowity procentowy spadek wartości wyniósł 25%, z uwzględnieniem indeksów jednostawowych i łańcuchowych (tabela 8).

Tabela 8. Wartości indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych w grupie badanych dziewcząt.

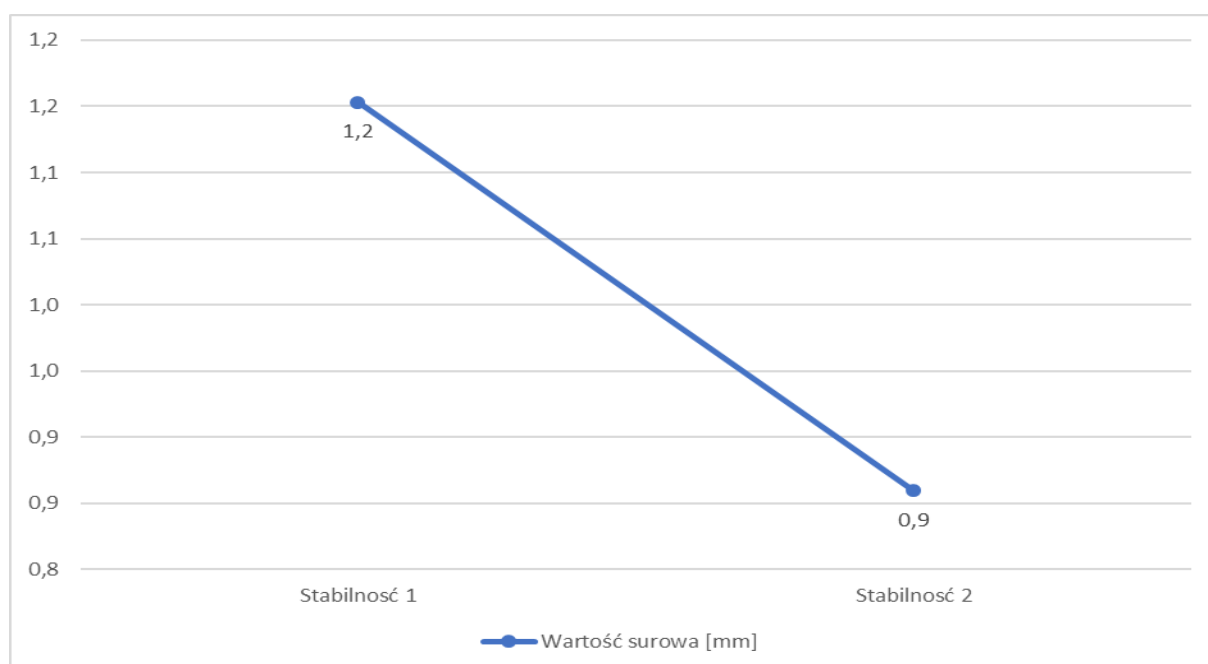
Lata	Indeksy jedenpodstawowe [%]	Indeksy łańcuchowe [%]
Stabilność przednia 1	100,0	100,0
Stabilność przednia 2	75,1	75,1

Testy różnic pomiarowych (t-Studenta) dla kolejnych okresów pomiarowych z uwzględnieniem względnych indeksów łańcuchowych pozwoliły ustalić, iż zmiany w wartościach stabilności w badanej grupie dziewcząt były istotne statystycznie z $p < 0,05$. Zatem dynamika wartości była w analizowanym okresie duża.

Tabela 9 prezentuje uzyskane wartości przyrostów absolutnych zmiennej stabilność w grupie badanych chłopców. Graficzną analizę rozkładu wartości surowych i średniej ruchomej zmiennej stabilność w wymienionej grupie chłopców, zaprezentowano na wykresie 2.

Tabela 9. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych stabilności w grupie badanej – chłopcy.

Pomiar	Przyrosty jedenpodstawowe [mm]	Przyrosty łańcuchowe [mm]
Stabilność przednia 1	0	0
Stabilność przednia 2	-0,3	-0,3



Wykres 2. Wartości rzeczywiste przyrostów absolutnych badanej zmiennej (wartości w mm).

Analizując otrzymane dane i biorąc pod uwagę przyrosty absolutne, można zaobserwować, że wartości „stabilności” miały tendencje spadkowe (wykres 2). W porównaniu z pierwszym pomiarem oraz biorąc pod uwagę przyrosty jednopodstawowe i łańcuchowe można stwierdzić zmniejszenie się wartości stabilności w tej grupie w drugim pomiarze o 0,3 mm (tabela 9, wykres 2). Potwierdza to przeprowadzona analiza w oparciu o indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe. W drugim pomiarze całkowity procentowy spadek wartości wyniósł 26%, z uwzględnieniem indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych (tabela 10).

Tabela 10. Wartości indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych w grupie badanych chłopców.

Lata	Indeksy jednopodstawowe [%]	Indeksy łańcuchowe [%]
Stabilność przednia 1	100,0	100,0
Stabilność przednia 2	74,5	74,5

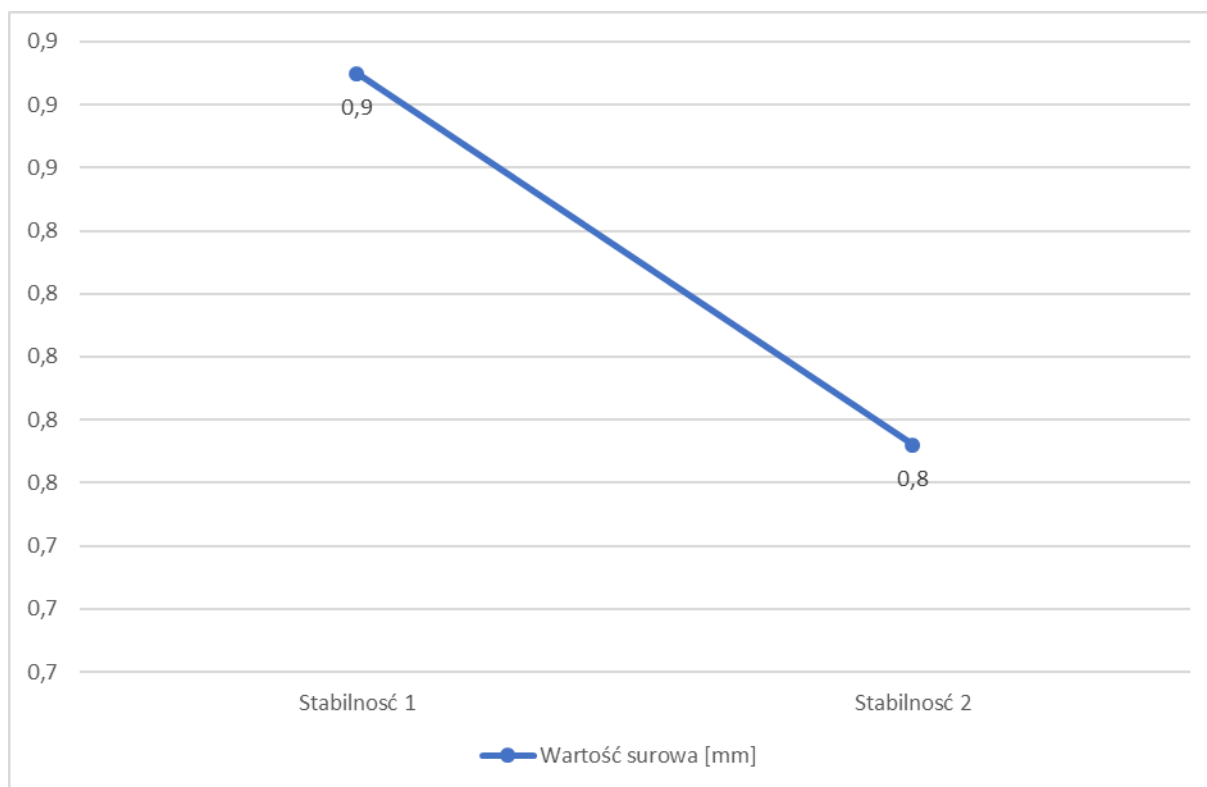
Testy różnic pomiarowych (t-Studenta) dla kolejnych okresów pomiarowych, z uwzględnieniem względnych indeksów łańcuchowych pozwoliły ustalić, iż zmiany w wartościach stabilności w badanej grupie chłopców były również (podobnie jak u dziewcząt) istotne statystycznie z $p < 0,05$. Zatem dynamika wartości była w analizowanym okresie duża.

Stabilność – grupy kontrolne

Ogólna charakterystyka uzyskiwanych wartości przyrostów absolutnych zmiennej stabilność w grupie kontrolnej dziewcząt przedstawiona została w tabeli 11. Graficzną analizę rozkładu wartości surowych i średniej ruchomej zmiennej „stabilność”, w wymienionej grupie dziewcząt, zaprezentowano na wykresie 3.

Tabela 11. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych stabilności kontrolna – dziewczęta.

Pomiar	Przyrosty jednopodstawowe [mm]	Przyrosty łańcuchowe [mm]
Stabilność przednia 1	0	0
Stabilność przednia 2	-0,1	-0,1



Wykres 3. Wartości rzeczywiste przyrostów absolutnych badanej zmiennej (wartości w mm).

Analizując otrzymane dane i biorąc pod uwagę przyrosty absolutne można zaobserwować, że wartości „stabilności przedniej” miały tendencje spadkowe (wykres 3). W porównaniu z pierwszym pomiarem oraz biorąc pod uwagę przyrosty jednopodstawowe i łańcuchowe można stwierdzić zmniejszenie się wartości „stabilności” w tej grupie w drugim pomiarze o 0,1 mm (tabela 11, wykres 3). Potwierdza to przeprowadzona analiza w oparciu o indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe. W drugim pomiarze całkowity procentowy spadek wartości wyniósł 13%, z uwzględnieniem indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych (tabela 12).

Tabela 12. Wartości indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych w grupie kontrolnej dziewcząt.

Lata	Indeksy jednopodstawowe	Indeksy łańcuchowe
	[%]	[%]
Stabilność przednia 1	100,0	100,0
Stabilność przednia 2	86,7	86,7

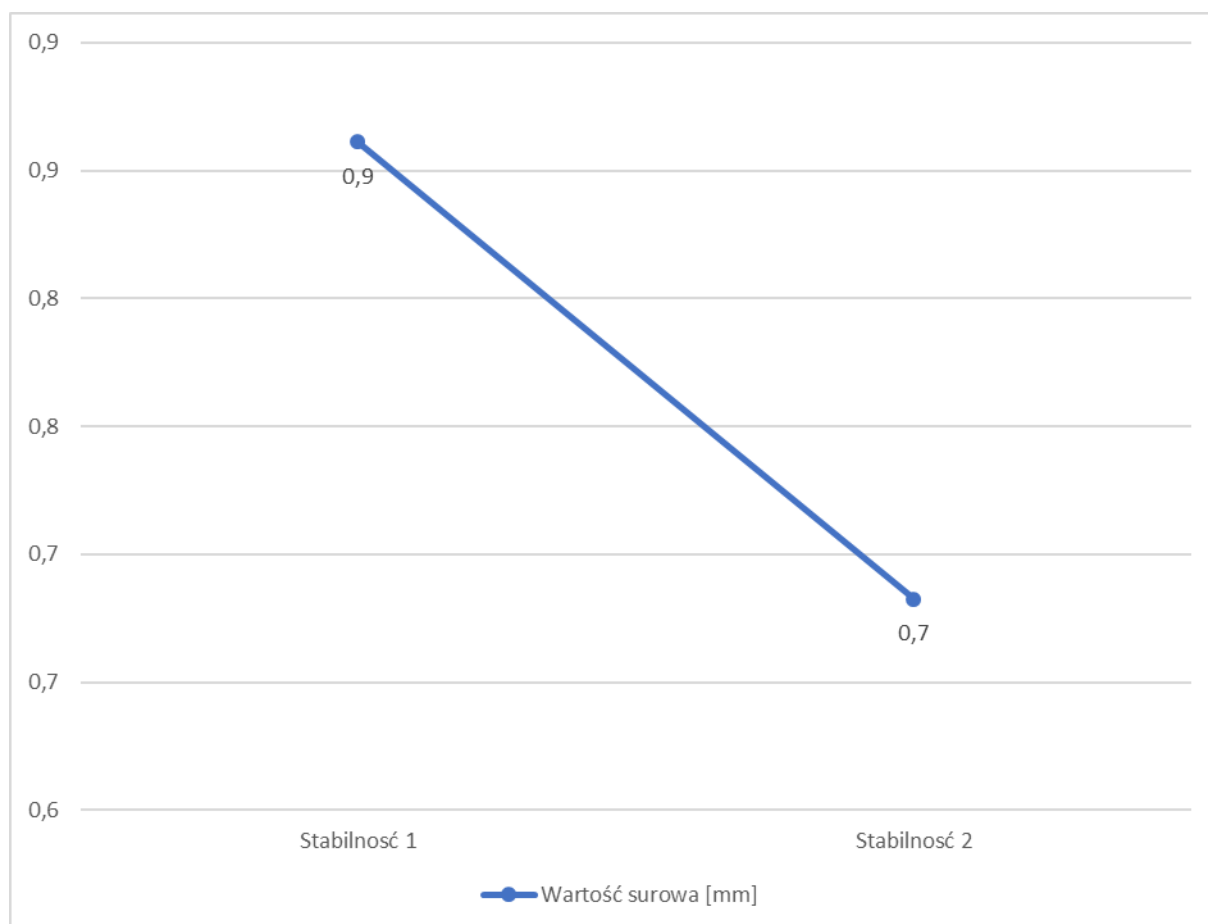
Testy różnic pomiarowych (t-Studenta) dla kolejnych okresów pomiarowych, z uwzględnieniem względnych indeksów łańcuchowych, pozwoliły ustalić, iż zmiany w wartościach stabilności w kontrolnej grupie dziewcząt nie były istotne statystycznie

z $p < 0,05$. Zatem dynamika wartości była w analizowanym okresie dużo mniejsza niż w grupie badanej dziewcząt.

Tabela 13 prezentuje uzyskane wartości przyrostów absolutnych zmiennej „stabilność” w grupie kontrolnej chłopców. Graficzną analizę rozkładu wartości surowych i średniej ruchomej zmiennej „stabilność” w wymienionej grupie chłopców zaprezentowano na wykresie 4.

Tabela 13. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych stabilności w grupie kontrolnej – chłopcy.

Pomiar	Przyrosty jednopodstawowe [mm]	Przyrosty łańcuchowe [mm]
Stabilność przednia 1	0	0
Stabilność przednia 2	-0,2	-0,2



Wykres 4. Wartości rzeczywiste przyrostów absolutnych badanej zmiennej (wartości w mm).

Analizując otrzymane dane i biorąc pod uwagę przyrosty absolutne można zaobserwować, że wartości „stabilności przedniej” miały tendencje spadkowe (wykres 4). W porównaniu z pierwszym pomiarem oraz biorąc pod uwagę przyrosty jednopodstawowe

i łańcuchowe można stwierdzić zmniejszenie się wartości stabilności w tej grupie w drugim pomiarze o 0,3 mm (tabela 13, wykres 4). Potwierdza to przeprowadzona analiza w oparciu o indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe. W drugim pomiarze całkowity procentowy spadek wartości wyniósł 21%, z uwzględnieniem indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych (tabela 14).

Tabela 14. Wartości indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych w grupie kontrolnej chłopców.

Lata	Indeksy jednopodstawowe [%]	Indeksy łańcuchowe [%]
Stabilność przednia 1	100,0	100,0
Stabilność przednia 2	74,5	74,5

Testy różnic pomiarowych (t-Studenta) dla kolejnych okresów pomiarowych z uwzględnieniem względnych indeksów łańcuchowych pozwoliły ustalić, iż zmiany w wartościach „stabilności przedniej” w kontrolnej grupie chłopców również nie były (podobnie jak u dziewcząt) istotne statystycznie z $p < 0,05$. Zatem dynamika wartości w grupie kontrolnej była w analizowanym okresie mniejsza niż w badanej grupie chłopców.

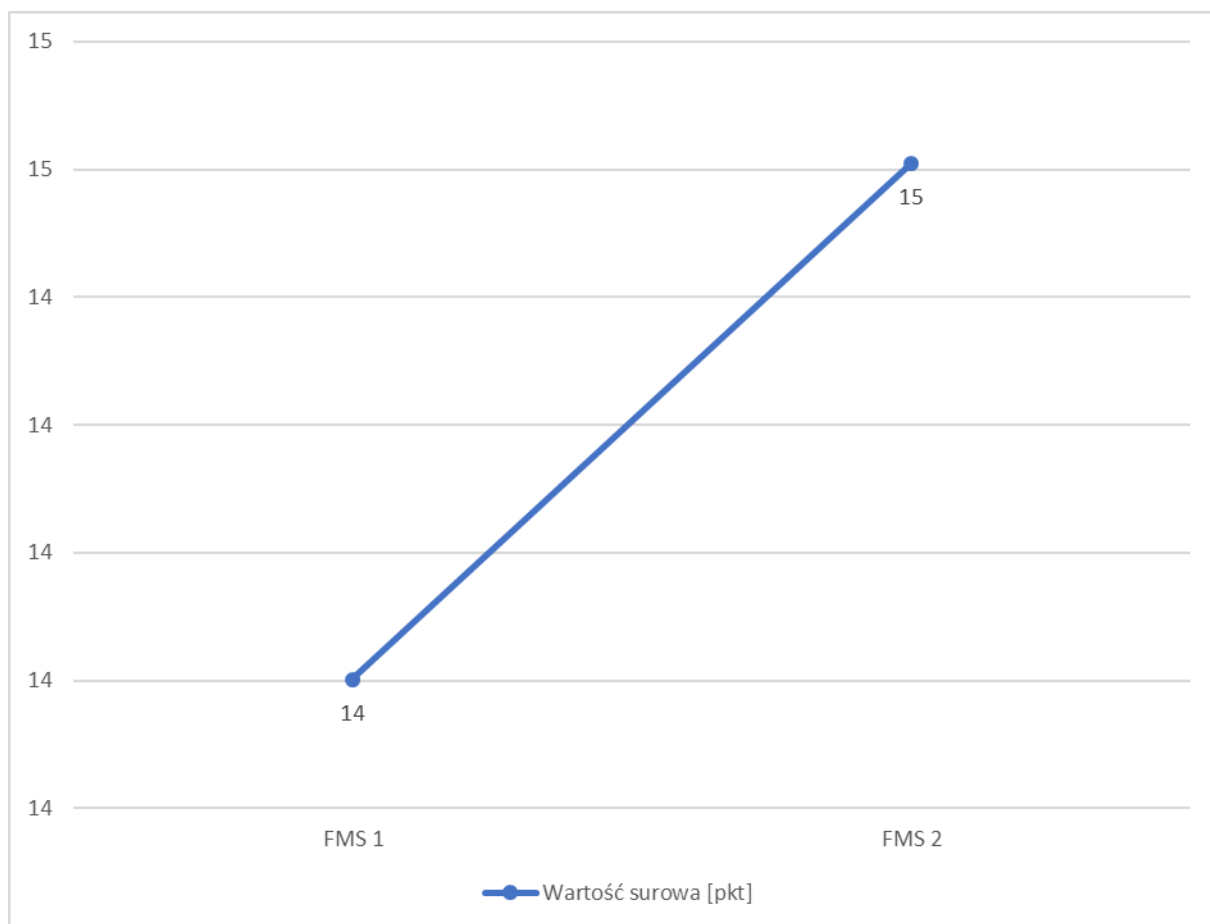
4.3 Analiza dynamiki zmienności wartości pomiarowych FMS w grupach dziewcząt i chłopców

FMS – grupy badane

Charakterystyka uzyskiwanych wartości przyrostów absolutnych zmiennej FMS w grupie badanych dziewcząt przedstawiona została w tabeli 15. Graficzną analizę rozkładu wartości surowych i średniej ruchomej zmiennej „FMS” w wymienionej grupie dziewcząt, zaprezentowano na wykresie 5.

Tabela 15. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych „FMS”.

Pomiar	Przyrosty jednopodstawowe [pkt]	Przyrosty łańcuchowe [pkt]
FMS 1	0	0
FMS 2	1	1



Wykres 5. Wartości rzeczywiste przyrostów absolutnych badanej zmiennej (wartości w pkt).

Analizując otrzymane dane i biorąc pod uwagę przyrosty absolutne, można zaobserwować, że wartości „FMS” miały tendencje wzrostowe (tabela 15, wykres 5). W porównaniu z pierwszym pomiarem oraz biorąc pod uwagę przyrosty jednopodstawowe i łańcuchowe można stwierdzić zwiększenie się wartości „FMS” w tej grupie w drugim pomiarze o 1 pkt (tabela 15, wykres 5). Potwierdza to przeprowadzona analiza w oparciu o indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe. W drugim pomiarze całkowity procentowy wzrost wartości wyniósł 3% z uwzględnieniem indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych (tabela 16).

Tabela 16. Wartości indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych zmiennej „FMS” w grupie badanych dziewcząt.

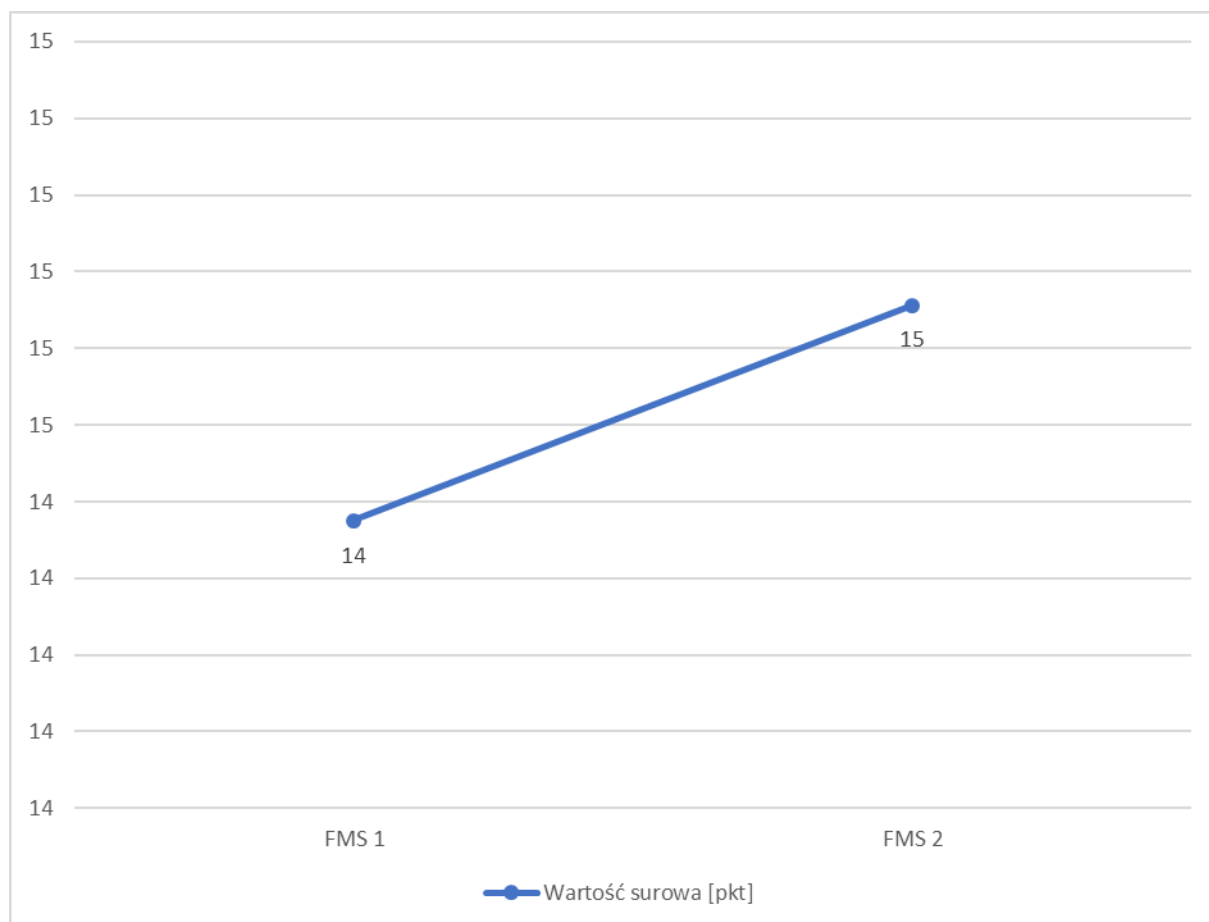
Lata	Indeksy jednopodstawowe [%]	Indeksy łańcuchowe [%]
FMS 1	100,0	100,0
FMS 2	103,1	103,1

Testy różnic pomiarowych (t-Studenta) dla kolejnych okresów pomiarowych z uwzględnieniem względnych indeksów łańcuchowych pozwoliły ustalić, iż zmiany w wartościach „FMS” w badanej grupie dziewcząt nie były istotne statystycznie z $p < 0,05$. Zatem dynamika wartości była w analizowanym okresie przeciętna.

Tabela 17 prezentuje uzyskane wartości przyrostów absolutnych zmiennej „FMS” w grupie badanych chłopców. Graficzną analizę rozkładu wartości surowych i średniej ruchomej zmiennej FMS w wymienionej grupie chłopców, zaprezentowano na wykresie 6.

Tabela 17. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych „FMS” w grupie badanej – chłopcy.

Pomiar	Przyrosty jednopodstawowe [pkt]	Przyrosty łańcuchowe [pkt]
FMS 1	0	0
FMS 2	1	1



Wykres 6. Wartości rzeczywiste przyrostów absolutnych badanej zmiennej (wartości w pkt).

Analizując otrzymane dane i biorąc pod uwagę przyrosty absolutne, można zaobserwować, że wartości „FMS” miały tendencje wzrostowe (wykres 6). W porównaniu z pierwszym pomiarem oraz biorąc pod uwagę przyrosty jednopodstawowe i łańcuchowe

można stwierdzić zwiększenie się wartości „FMS” w tej grupie, w drugim pomiarze, o 1 pkt (tabela 17, wykres 6). Potwierdza to przeprowadzona analiza w oparciu o indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe. W drugim pomiarze całkowity procentowy wzrost wartości wyniósł 2%, z uwzględnieniem indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych (tabela 18).

Tabela 18. Wartości indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych zmiennej „FMS” w grupie badanych chłopców.

Lata	Indeksy jednopodstawowe [%]	Indeksy łańcuchowe [%]
FMS 1	100,0	100,0
FMS 2	102,0	102,0

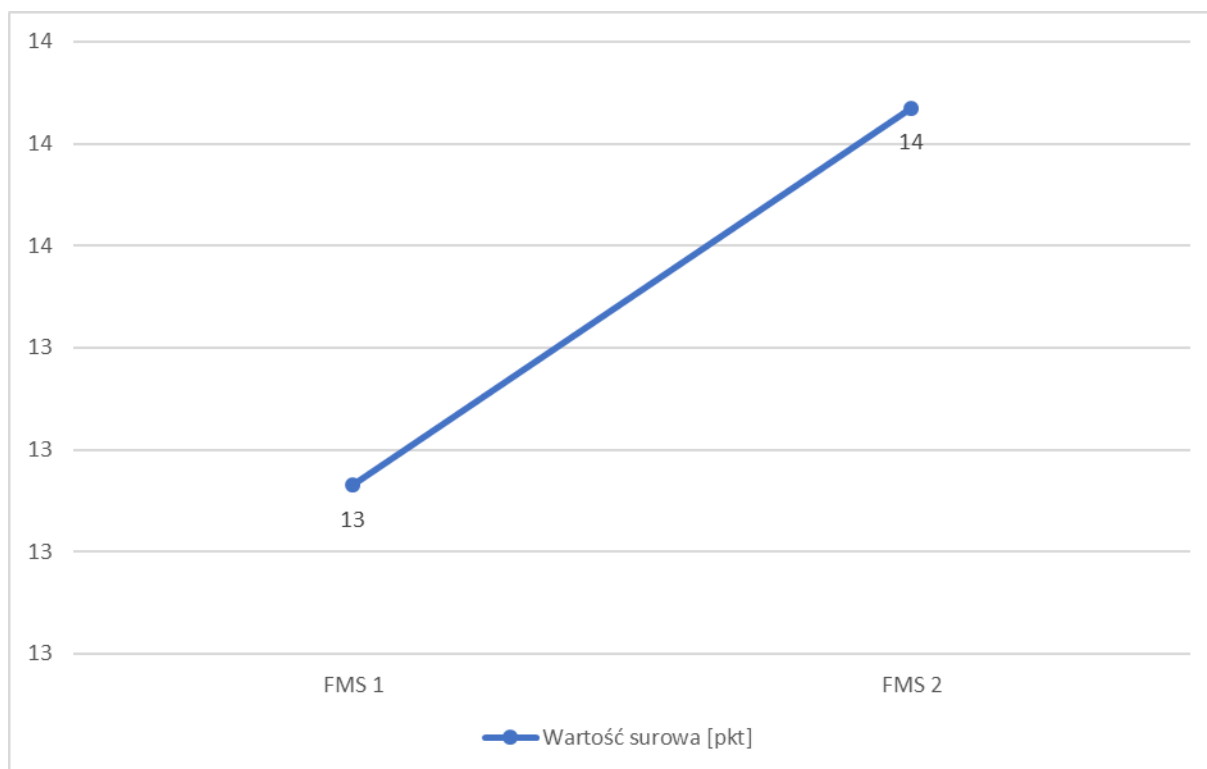
Testy różnic pomiarowych (t-Studenta) dla kolejnych okresów pomiarowych z uwzględnieniem względnych indeksów łańcuchowych pozwoliły ustalić, iż zmiany w wartościach „FMS” w badanej grupie chłopców również nie były (podobnie jak u dziewcząt) istotne statystycznie z $p < 0,05$ oraz dynamika wartości była w analizowanym okresie przeciętna.

FMS – grupy kontrolne

Ogólna charakterystyka uzyskiwanych wartości przyrostów absolutnych zmiennej „FMS” w grupie kontrolnej dziewcząt przedstawiona została w tabeli 19. Graficzną analizę rozkładu wartości surowych i średniej ruchomej zmiennej „FMS” w wymienionej grupie dziewcząt, zaprezentowano na wykresie 7.

Tabela 19. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych „FMS” grupa kontrolna – dziewczęta.

Pomiar	Przyrosty jednopodstawowe [pkt]	Przyrosty łańcuchowe [pkt]
FMS 1	0	0
FMS 2	1	1



Wykres 7. Wartości rzeczywiste przyrostów absolutnych badanej zmiennej (wartości w pkt).

Analizując otrzymane dane i biorąc pod uwagę przyrosty absolutne, można zaobserwować, że wartości „FMS” miały tendencje wzrostowe (wykres 7). W porównaniu z pierwszym pomiarem oraz biorąc pod uwagę przyrosty jednopodstawowe i łańcuchowe można stwierdzić wzrost wartości „FMS” w tej grupie w drugim pomiarze o 1 pkt (tabela 19, wykres 7). Potwierdza to przeprowadzona analiza w oparciu o indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe. W drugim pomiarze całkowity procentowy wzrost wartości wyniósł 6%, z uwzględnieniem indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych (tabela 20).

Tabela 20. Wartości indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych zmiennej „FMS” w grupie kontrolnej dziewcząt.

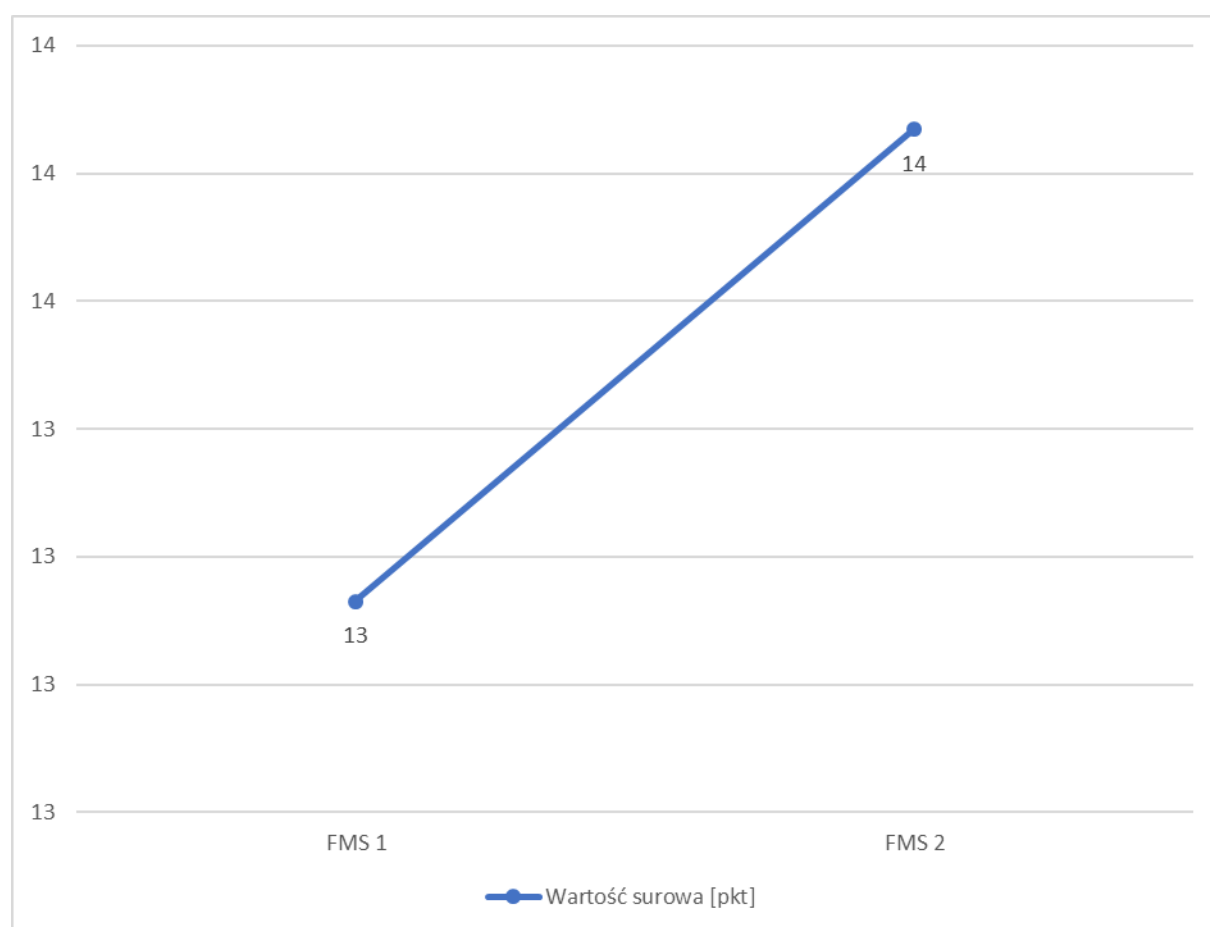
Lata	Indeksy	Indeksy
	jednopodstawowe	łańcuchowe
	[%]	[%]
FMS 1	100,0	100,0
FMS 2	105,6	105,6

Testy różnic pomiarowych (t-Studenta) dla kolejnych okresów pomiarowych z uwzględnieniem względnych indeksów łańcuchowych pozwoliły ustalić, iż zmiany w wartościach „FMS” w kontrolnej grupie dziewcząt nie były istotne statystycznie z $p < 0,05$. Zatem dynamika wartości była w analizowanym okresie przeciętna.

Tabela 21 prezentuje uzyskane wartości przyrostów absolutnych zmiennej „FMS” w grupie kontrolnej chłopców. Graficzną analizę rozkładu wartości surowych i średniej ruchomej zmiennej „FMS” w wymienionej grupie chłopców, zaprezentowano na wykresie 8.

Tabela 21. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych „FMS” w grupie kontrolnej – chłopcy.

Pomiar	Przyrosty jednopodstawowe [pkt]	Przyrosty łańcuchowe [pkt]
FMS 1	0	0
FMS 2	1	1



Wykres 8. Wartości rzeczywiste przyrostów absolutnych badanej zmiennej (wartości w pkt).

Analizując otrzymane dane i biorąc pod uwagę przyrosty absolutne, można zaobserwować, że wartości „FMS” miały tendencje wzrostowe (wykres 8). W porównaniu z pierwszym pomiarem oraz biorąc pod uwagę przyrosty jednopodstawowe i łańcuchowe można stwierdzić zwiększenie się wartości „FMS” w tej grupie w drugim pomiarze o 1 pkt (tabela 21, wykres 8). Potwierdza to przeprowadzona analiza w oparciu o indeksy jednopodstawowe i łańcuchowe. W drugim pomiarze całkowity procentowy wzrost wartości wyniósł 6%, z uwzględnieniem indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych (tabela 22).

Tabela 22. Wartości indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych zmiennej „FMS” w grupie kontrolnej chłopcy.

Lata	Indeksy jedenpodstawowe [%]	Indeksy łańcuchowe [%]
FMS 1	100,0	100,0
FMS 2	105,6	105,6

Testy różnic pomiarowych (t-Studenta) dla kolejnych okresów pomiarowych z uwzględnieniem względnych indeksów łańcuchowych pozwoliły ustalić, iż zmiany w wartościach „FMS” w kontrolnej grupie chłopców również nie były (podobnie jak u dziewcząt) istotne statystycznie z $p < 0,05$. Zatem dynamika wartości była w analizowanym okresie również przeciętna.

4.4 Analiza wpływu regularnego uprawiania badmintona na zmniejszenie przedniej stabilności stawów kolanowych w grupie dziewcząt i chłopców

Testy wewnątrzgrupowe w grupie dziewcząt

W grupie badanej dziewcząt, dla zmiennych w tabeli 23, analiza testem t-Studenta, na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych. Odnotowano różnice istotne statystycznie w tej grupie pomiędzy wartościami „Stabilność przednia 1” i „Stabilność przednia 2”.

Tabela 23. Wynik analizy testem t-Studenta w grupie badanej dziewcząt.

Zmienne	Średnia	średnia	p
Stabilność przednia 1 vs. Stabilność przednia 2 [mm]	0,85	0,64	0,04

Tym samym potwierdzono analizy dynamiki zmienności badanych zmiennych w tej grupie dziewcząt.

Tabela 23a. Tabele liczności zmiennej „Stabilność przednia 1” i Stabilność przednia 2” w grupie badanej – dziewczyny.

Klasa Stabilność przednia 1	Liczba dziewcząt	Procent grupy	Klasa Stabilność przednia 2	Liczba dziewcząt	Procent grupy
0	1	2,8	0	1	2,8
0,1	3	8,4	0,1	2	5,6
0,1	2	5,6	0,1	1	2,8
0,2	1	2,8	0,2	4	11,1
0,3	3	8,3	0,2	1	2,8
0,4	1	2,8	0,3	3	8,3
0,4	2	5,6	0,3	4	11,1
0,5	4	11,1	0,3	2	5,6
0,6	2	5,6	0,5	3	8,3
0,7	2	5,6	0,7	1	2,8
0,8	1	2,8	0,7	1	2,8
0,9	4	11,1	0,8	3	8,3
1,2	2	5,6	0,85	1	2,8
1,3	1	2,8	0,9	1	2,8
1,4	1	2,8	0,9	1	2,8
1,5	1	2,8	1	1	2,8
1,6	1	2,8	1,1	2	5,6
1,9	1	2,8	1,35	1	2,8
2,2	1	2,8	1,5	1	2,8
3,2	1	2,8	1,6	1	2,8
3,6	1	2,8	2,6	1	2,8

Dodatkowo wykonane testy, z wykorzystaniem tabeli liczności, wskazały na istotne zmiany liczności i procentowe w grupie badanej dziewcząt w pomiarach „Stabilność przednia 1” i „Stabilność przednia 2” w aspekcie wskaźnika warunkującego <1,5 mm (tabela 23a). Jednoznacznie wskazuje to na zmniejszenie się liczności dziewcząt z wartościami stabilności przedniej powyżej 1,5 mm po okresie regularnego uprawiania badmintona.

W grupie kontrolnej dziewcząt, dla zmiennych w tabeli 24, analiza testem t-Studenta, na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż nie można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych. Nie odnotowano różnic istotne statystycznych w tej grupie pomiędzy wartościami „Stabilność przednia 1” i „Stabilność przednia 2”.

Tabela 24. Wynik analizy testem t-Studenta w grupie kontrolnej dziewcząt.

Zmienne	średnia	średnia	p
Stabilność przednia 1 vs. Stabilność przednia 2 [mm]	0,89	0,77	0,69

Tym samym potwierdzono analizy dynamiki zmienności badanych zmiennych również w tej grupie dziewcząt.

Tabela 24a. Tabele liczności zmiennej „Stabilność przednia 1” i „Stabilność przednia 2” w grupie kontrolnej – dziewczyny.

Klasa Stabilność 1	Liczba dziewcząt	Procent grupy	Klasa Stabilność 2	Liczba dziewcząt	Procent grupy
0,1	4	16	0,1	2	8
0,15	1	4	0,1	1	4
0,2	2	8	0,2	1	4
0,3	3	12	0,3	2	8
0,4	1	4	0,4	2	8
0,5	3	12	0,5	2	8
0,6	3	12	0,6	1	4
0,75	1	4	0,7	2	8
0,8	1	4	0,8	2	8
1,2	1	4	0,9	4	16
1,4	1	4	1,75	2	8,0
1,75	1	4,0	1,8	2	8,0
1,8	1	4,0	2	1	4,0
2	1	4,0	7	1	4,0
7	1	4,0			

Dodatkowo wykonane testy, z wykorzystaniem tabeli liczności, wskazały na niewielkie zmiany liczności i procentowe w grupie kontrolnej dziewcząt w pomiarach „Stabilność przednia 1” i Stabilność przednia 2” w aspekcie wskaźnika warunkującego <1,5mm (tabela 24a).

Testy międzygrupowe w grupie dziewcząt

Dla zmiennych w tabeli 25, w badanych tygodniach, analiza wariancji, na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż nie można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych.

Tabela 25. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy grupą kontrolną, a badaną dziewcząt w wartościach „Stabilność przednia 1” i „Stabilność przednia 2”.

Zmienne	F	P
Stabilność przednia 1 [mm]	0,01	0,91
Stabilność przednia 2 [mm]	0,74	0,39

Otrzymane wartości analiz dowodzą, iż nie wystąpiły istotne statystycznie różnice między grupami w poszczególnych pomiarach zmiennych „Stabilność przednia 1” i „Stabilność przednia 2”.

Dla zmiennych „Stabilność przednia 1” i „Stabilność przednia 2” testy post-hoc RIR Tukeya potwierdziły brak istotnych statystycznie różnic pomiarów ich wartości pomiędzy grupami (tabele 26 i 27).

Tabela 26. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „Stabilność przednia 1” w poszczególnych grupach, z $p < 0,05$.

grupa	Dziewczyny badana	Dziewczyny kontrolna
	Wartości różnicujące	
	0,86	0,89
Dziewczyny badana		0,91
Dziewczyny kontrolna	0,91	

Tabela 27. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „Stabilność przednia 2” w poszczególnych grupach, z $p < 0,05$.

grupa	Dziewczyny badana	Dziewczyny kontrolna
	Wartości różnicujące	
	0,64	0,77
Dziewczyny badana		0,39
Dziewczyny kontrolna	0,39	

Testy wewnątrzgrupowe w grupie chłopców

W grupie badanej chłopców, dla zmiennych w tabeli 28, analiza testem t-Studenta, na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych. Odnotowano różnice istotne statystycznie w tej grupie pomiędzy wartościami „Stabilność przednia 1” i „Stabilność przednia 2”.

Tabela 28. Wynik analizy testem t-Studenta w grupie badanej chłopców.

Zmienne	średnia	średnia	p
Stabilność przednia 1 vs. Stabilność przednia 2 [mm]	1,15	0,85	0,02

Tym samym potwierdzono analizy dynamiki zmienności badanych zmiennych w tej grupie chłopców.

Dodatkowo wykonane testy, z wykorzystaniem tabeli licznosci, wskazały na niewielkie zmiany licznosci i procentowe w grupie badanej chłopców w pomiarach

„Stabilność przednia 1” i „Stabilność przednia 2” w aspekcie wskaźnika warunkującego <1,5 mm (tabela 28a).

Tabela 28a. Tabele licznosci zmiennej „Stabilność przednia 1” i Stabilność przednia 2” w grupie badanej – chłopcy.

Klasa Stabilność przednia 1	Liczba chłopców	Procent grupy	Klasa Stabilność przednia 2	Liczba chłopców	Procent grupy
0	1	3,1	0,1	1	3,1
0,1	3	9,4	0,2	1	3,1
0,3	1	3,1	0,3	1	3,1
0,4	3	9,4	0,3	4	12,5
0,6	5	15,6	0,4	3	9,4
0,7	2	6,3	0,4	2	6,3
0,8	1	3,1	0,5	3	9,4
0,9	2	6,3	0,6	4	12,5
1	1	3,1	0,7	2	6,3
1,1	2	6,3	0,8	1	3,1
1,2	1	3,1	0,9	2	6,3
1,3	1	3,1	1,5	2	6,3
1,4	1	3,1	1,6	1	3,1
1,5	1	3,1	1,7	1	3,1
1,6	1	3,1	1,8	1	3,1
1,9	1	3,1	2,8	1	3,1
2,3	1	3,1	3,1	2	6,3
3,2	2	6,3			
3,6	1	3,1			
3,7	1	3,1			

W grupie kontrolnej chłopców, dla zmiennych w tabeli 29, analiza testem t-Studenta, na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż nie można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych. Nie odnotowano różnic istotne statystycznych w tej grupie pomiędzy wartościami „Stabilność przednia 1” i „Stabilność przednia 2”.

Tabela 29. Wynik analizy testem t-Studenta w grupie kontrolnej chłopców.

Zmienne	średnia	średnia	p
Stabilność przednia 1 vs. Stabilność przednia 2 [mm]	0,86	0,68	0,26

Tym samym potwierdzono analizy dynamiki zmienności badanych zmiennych również w tej grupie chłopców.

Wykonane testy z wykorzystaniem tabeli liczebności wskazały na niewielkie zmiany liczności i procentowe w grupie kontrolnej chłopców w pomiarach „Stabilność przednia 1”, a „Stabilność przednia 2” w aspekcie wskaźnika warunkującego <1,5 mm (tabela 29a).

Tabela 29a. Tabele liczebności zmiennej „Stabilność przednia 1” i Stabilność przednia 2” w grupie kontrolnej – chłopcy.

Klasa Stabilność 1	Liczba chłopców	Procent grupy	Klasa Stabilność 2	Liczba chłopców	Procent grupy
0,1	1	4,3	0,1	1	4,3
0,2	1	4,3	0,2	1	4,3
0,2	2	8,7	0,3	4	17,4
0,25	1	4,3	0,3	1	4,3
0,3	1	4,3	0,4	1	4,3
0,45	1	4,3	0,5	3	13,0
0,6	2	8,7	0,6	3	13,0
0,7	2	8,7	0,8	1	4,3
0,8	3	13,0	1	2	8,7
0,95	1	4,3	1,1	1	4,3
1	2	8,7	1,3	1	4,3
1,2	1	4,3	1,5	1	4,3
1,4	1	4,3	1,6	2	8,7
1,5	1	4,3	1,8	1	4,3
1,9	2	8,7			
2,3	1	4,3			

Testy międzygrupowe w grupie chłopców

Dla zmiennych w tabeli 30, w badanych tygodniach, analiza wariancji, na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż nie można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych.

Tabela 30. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy grupą kontrolną, a badaną chłopców w wartościach „Stabilność przednia 1” i „Stabilność przednia 2”.

Zmienne	F	p
Stabilność przednia 1 [mm]	11,49	0,22
Stabilność przednia 2 [mm]	9,88	0,35

Otrzymane wartości analiz dowodzą, iż nie wystąpiły istotne statystycznie różnice między grupami w poszczególnych pomiarach zmiennych „Stabilność przednia 1” i „Stabilność przednia 2”.

Dla zmiennych „Stabilność przednia 1” i „Stabilność przednia 2” testy post-hoc RIR Tukeya potwierdziły brak istotnych statystycznie różnic pomiarów ich wartości pomiędzy grupami (tabele 31 i 32).

Tabela 31. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „Stabilność przednia 1” w poszczególnych grupach, z $p < 0,05$.

grupa	Chłopcy badana	Chłopcy kontrolna
	Wartości różnicujące	
	1,15	0,86
Chłopcy badana		0,22
Chłopcy kontrolna	0,22	

Tabela 32. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „Stabilność przednia 2” w poszczególnych grupach, z $p < 0,05$.

grupa	Chłopcy badana	Chłopcy kontrolna
	Wartości różnicujące	
	0,86	0,68
Chłopcy badana		0,35
Chłopcy kontrolna	0,35	

4.5 Analiza wpływu regularnego uprawiania badmintonu na zmianę wzorców ruchowych w ocenie funkcjonalnej FMS w grupie dziewcząt i chłopców

Testy wewnątrzgrupowe w grupie dziewcząt

W grupie badanej dziewcząt, dla zmiennych w tabeli 33, analiza testem t-Studenta, na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż nie można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych. Nie odnotowano różnic istotnych statystycznie w tej grupie pomiędzy wartościami „FMS 1” i „FMS 2”.

Tabela 33. Wynik analizy testem t-Studenta w grupie badanej dziewcząt.

Zmienne	średnia	średnia	p
FMS 1 vs. FMS 2 [pkt]	14	15	0,30

Tym samym potwierdzono analizy dynamiki zmienności badanych zmiennych w tej grupie dziewcząt.

Tabela 33a. Tabele liczności zmiennej „FMS 1” i „FMS 2” w grupie badanej – dziewczyny.

Klasa FMS 1	Liczba dziewcząt	Procent grupy	Klasa FMS 2	Liczba dziewcząt	Procent grupy
11	2	5,6	11	2	5,6
12	5	13,9	12	4	11,1
13	5	13,9	13	3	8,3
14	11	30,6	14	10	27,8
15	4	11,1	15	5	13,9
16	7	19,4	16	9	25,0
17	1	2,8	18	1	2,8
18	1	2,8	19	2	5,6

Dodatkowo wykonane testy, z wykorzystaniem tabeli liczności, wskazały na zmiany liczności i procentowe w grupie badanej dziewcząt w pomiarach „FMS 1” i „FMS 2” w aspekcie wskaźnika warunkującego – ilość pkt (tabela 33a). Nie były one jednak istotne statystycznie.

W grupie kontrolnej dziewcząt, dla zmiennych w tabeli 34, analiza testem t-Studenta, na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż nie można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych. Nie odnotowano różnic istotne statystycznych w tej grupie pomiędzy wartościami „FMS 1” i „FMS 2”.

Tabela 34. Wynik analizy testem T-Studenta w grupie kontrolnej dziewcząt.

Zmienne	średnia	średnia	p
FMS 1 vs. FMS 2 [pkt]	13	14	0,10

Tym samym potwierdzono analizy dynamiki zmienności badanych zmiennych również w tej grupie dziewcząt.

Tabela 34a. Tabele liczności zmiennej „FMS 1” i „FMS 2” w grupie kontrolnej – dziewczyny.

Klasa FMS 1	Liczba dziewcząt	Procent grupy	Klasa FMS 2	Liczba dziewcząt	Procent grupy
10	2	8	12	2	8
11	2	8	13	6	24
12	2	8	14	7	28
13	4	16	15	4	16
14	7	28	16	3	12
15	4	16	17	2	8
16	4	16	18	1	4

Dodatkowo wykonane testy, z wykorzystaniem tabeli licznosci, wskazały na niewielkie zmiany licznosci i procentowe w grupie kontrolnej dziewcząt w pomiarach „FMS 1” i „FMS 2” w aspekcie wskaźnika warunkujacego – ilość pkt (tabela 34a).

Testy międzygrupowe w grupie dziewcząt

Dla zmiennych w tabeli 35, w grupie badanych dziewcząt, analiza wariancji na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż nie można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych.

Tabela 35. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy grupą kontrolną, a badaną dziewcząt w wartościach „FMS 1” i „FMS 2”.

Zmienne	F	p
FMS 1 [pkt]	1,28	0,26
FMS 2 [pkt]	0,10	0,74

Otrzymane wartości analiz dowodzą, iż nie wystąpiły istotne statystycznie różnice między grupami w poszczególnych pomiarach zmiennych „FMS 1” i „FMS 2”.

Dla zmiennych „FMS 1” i „FMS 2” testy post-hoc RIR Tukeya potwierdziły brak istotnych statystycznie różnic pomiarów ich wartości pomiędzy grupami (tabele 36 i 37).

Tabela 36. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „FMS 1” w poszczególnych grupach, z $p < 0,05$.

grupa	Dziewczyny badana	Dziewczyny kontrolna
Dziewczyny badana		0,26
Dziewczyny kontrolna	0,26	

Tabela 37. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „FMS 2” w poszczególnych grupach, z $p < 0,05$.

grupa	Dziewczyny badana	Dziewczyny kontrolna
Dziewczyny badana		0,74
Dziewczyny kontrolna	0,74	

Testy wewnątrzgrupowe w grupie chłopców

W grupie badanej chłopców, dla zmiennych w tabeli 38, analiza testem t-Studenta, na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż nie można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych. Nie odnotowano różnic, istotnych statystycznie, w tej grupie pomiędzy wartościami „FMS 1” i „FMS 2”.

Tabela 38. Wynik analizy testem t-Studenta w grupie badanej chłopców.

Zmienne	średnia	średnia	p
FMS 1 vs. FMS 2 [pkt]	14	15	0,61

Tym samym potwierdzono analizy dynamiki zmienności badanych zmiennych w tej grupie chłopców.

Dodatkowo wykonane testy, z wykorzystaniem tabeli licznosci, wskazały na niewielkie zmiany licznosci i procentowe w grupie badanej chłopców w pomiarach „FMS 1” i „FMS 2” w aspekcie wskaźnika warunkującego – liczba pkt (tabela 38a).

Tabela 38a. Tabele licznosci zmiennej „FMS 1” i „FMS 2” w grupie badanej – chłopcy.

Klasa FMS 1	Liczba chłopców	Procent grupy	Klasa FMS 2	Liczba chłopców	Procent grupy
11	3	9	11	3	9
12	3	9	12	3	9
13	5	16	13	5	16
14	8	25	14	5	16
15	4	13	15	4	13
16	3	9	16	5	16
17	3	9	17	3	9
18	2	6	18	2	6
19	1	3	19	2	6

W grupie kontrolnej chłopców, dla zmiennych w tabeli 39, analiza testem t-Studenta, na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż nie można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych. Nie odnotowano różnic istotnie statystycznych w tej grupie pomiędzy wartościami „FMS 1” i „FMS 2”.

Tabela 39. Wynik analizy testem t-Studenta w grupie kontrolnej chłopców.

Zmienne	średnia	średnia	p
FMS 1 vs. FMS 2 [pkt]	0,86	0,68	0,26

Tym samym potwierdzono analizy dynamiki zmienności badanych zmiennych również w tej grupie chłopców.

Tabela 39a. Tabele licznosci zmiennej „FMS 1” i „FMS 2” w grupie kontrolnej – chłopcy.

Klasa FMS 1	Liczba chłopców	Procent grupy	Klasa FMS 2	Liczba chłopców	Procent grupy
8	1	4	10	1	4
10	1	4	11	2	9
11	1	4	12	1	4
12	5	22	13	8	35
13	6	26	14	3	13
14	4	17	15	4	17
15	3	13	16	2	9
17	1	4	18	1	4
18	1	4	19	1	4

Wykonane testy, z wykorzystaniem tabeli licznosci, wskazały na niewielkie zmiany licznosci i procentowe w grupie kontrolnej chłopców w pomiarach „FMS 1” i „FMS 2” w aspekcie wskaźnika warunkujacego – liczba pkt (tabela 39a).

Testy międzygrupowe w grupie chłopców

Dla zmiennych w tabeli 40, w grupie badanych chłopców, analiza wariancji na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż nie można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych.

Tabela 40. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy grupą kontrolną, a badaną chłopców w wartościach „FMS 1” i „FMS 2”.

Zmienne	F	p
FMS 1 [pkt]	1,77	0,33
FMS 2 [pkt]	1,67	0,20

Otrzymane wartości analiz dowodzą, iż nie wystąpiły istotne statystycznie różnice między grupami w poszczególnych pomiarach zmiennych „FMS 1” i „FMS 2”.

Dla zmiennych „FMS 1” i „FMS 2” testy post-hoc RIR Tukeya potwierdziły brak istotnych statystycznie różnic pomiarów ich wartości pomiędzy grupami (tabele 41 i 42).

Tabela 41. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „FMS 1” w poszczególnych grupach, z $p < 0,05$.

grupa	Chłopcy badana	Chłopcy kontrolna
Chłopcy badana		0,33
Chłopcy kontrolna	0,33	

Tabela 42. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „FMS 2” w poszczególnych grupach, z $p < 0,05$.

grupa	Chłopcy badana	Chłopcy kontrolna
Chłopcy badana		0,20
Chłopcy kontrolna	0,20	

4.6 Analiza związków między przednią stabilnością stawów kolanowych, a wynikiem oceny funkcjonalnej (FMS) w grupie badmintonistów między 10-12 rokiem życia i grupie kontrolnej.

Korelacje w grupach dziewcząt

Analiza korelacji z wykorzystaniem współczynnika korelacji Pearsona w grupie badanej dziewcząt pozwoliła zauważyć istotną statystycznie, jednak niezbyt silną, dodatnią korelację pomiędzy zmiennymi „Stabilność przednia 2” i „FMS 2”. Pozostałe zmienne nie były ze sobą skorelowane (tabela 43).

Tabela 43. Wynik analizy korelacji w grupie badanej dziewcząt.

zmienne	FMS 1 badanie	FMS 2 badanie
Stabilność przednia 1	0,31	0,29
Stabilność przednia 2	0,28	0,43

W grupie kontrolnej dziewcząt nie zauważono istotnych statystycznie korelacji pomiędzy zmiennymi (tabela 44).

Tabela 44. Wynik analizy korelacji w grupie kontrolnej dziewcząt.

zmienne	FMS 1 badanie	FMS 2 badanie
Stabilność przednia 1	0,04	0,004
Stabilność przednia 2	0,11	0,13

Korelacje w grupach chłopców

Analiza korelacji z wykorzystaniem współczynnika korelacji Pearsona w grupie badanej chłopców pozwoliła zauważyć brak istotnych statystycznie korelacji (tabela 45).

Tabela 45. Wynik analizy korelacji w grupie badanej chłopców.

zmienne	FMS 1 badanie	FMS 2 badanie
Stabilność przednia 1	0,01	0,05
Stabilność przednia 2	0,17	0,77

W grupie kontrolnej chłopców również nie zauważono istotnych statystycznie korelacji pomiędzy zmiennymi (tabela 46).

Tabela 46. Wynik analizy korelacji w grupie kontrolnej chłopców.

zmienne	FMS 1 badanie	FMS 2 badanie
Stabilność przednia 1	0,14	0,04
Stabilność przednia 2	0,05	0,08

4.7 Analiza różnic istotnych statystycznie pomiędzy chłopcami a dziewczętami, w aspekcie analizowanych zmiennych

Tabela 47 prezentuje wyniki analizy wariancji pomiędzy badanymi grupami dziewcząt i chłopców z uwzględnieniem zmiennych wejściowych.

Tabela 47. Wynik analizy wariancji ANOVA pomiędzy dziewczętami i chłopcami w grupach badanych.

Zmienne	F	p
Stabilność przednia 1	1,72	0,19
Stabilność przednia 2	1,61	0,20
FMS 1	0,32	0,57
FMS 2	0,03	0,84

Dla zmiennych w tabeli 47, w badanych tygodniach, analiza wariancji na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż nie można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych.

Otrzymane wartości analiz dowodzą, iż nie wystąpiły istotne statystycznie różnice między grupami w poszczególnych zmiennych.

Dla zmiennej „Stabilność przednia 1” i „Stabilność przednia 2” oraz „FMS 1” i „FMS 2” testy post-hoc RIR Tukeya potwierdziły brak istotnych statystycznie różnic pomiarów ich wartości pomiędzy grupami (tabele 48 - 51, wykresy 9 - 12).

Tabela 48. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „Stabilność przednia 1” w poszczególnych grupach, z $p < 0,05$.

grupa	Chłopcy badana	Dziewczyny badana
Chłopcy badana		0,19
Dziewczyny badana	0,19	

Tabela 49. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „Stabilność przednia 2” w poszczególnych grupach, z $p < 0,05$.

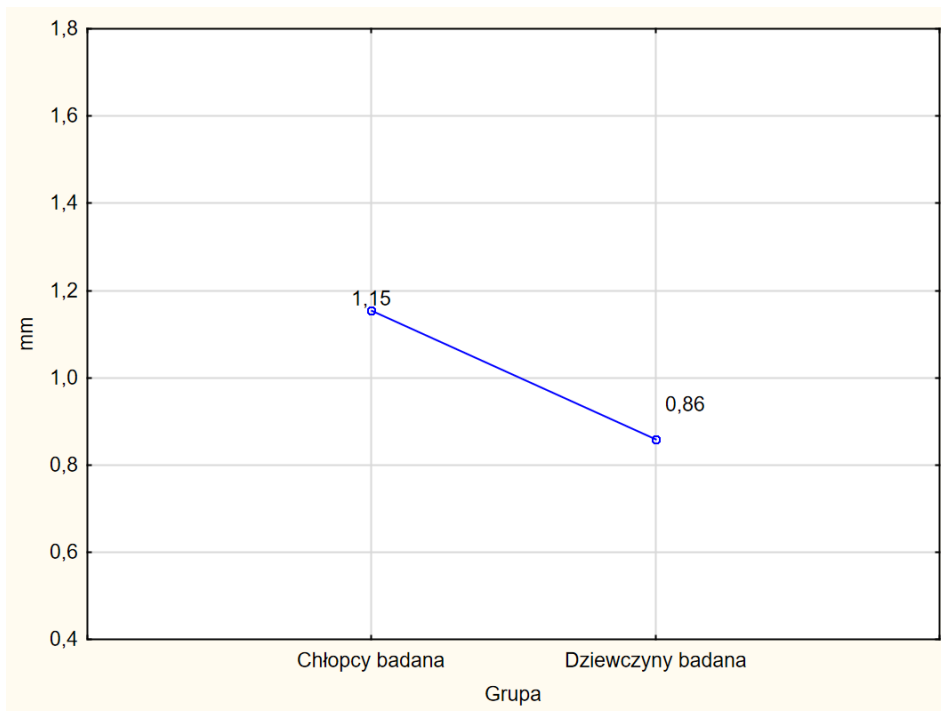
grupa	Chłopcy badana	Dziewczyny badana
Chłopcy badana		0,20
Dziewczyny badana	0,20	

Tabela 50. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „FMS 1” w poszczególnych grupach, z $p < 0,05$.

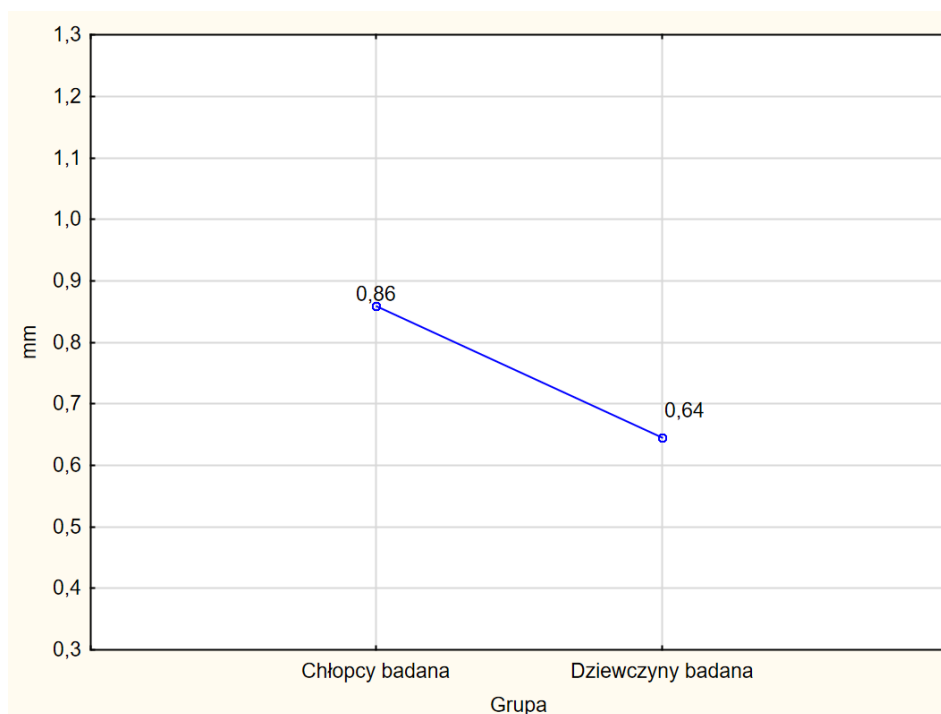
grupa	Chłopcy badana	Dziewczyny badana
Chłopcy badana		0,57
Dziewczyny badana	0,57	

Tabela 51. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „FMS 2” w poszczególnych grupach, z $p < 0,05$.

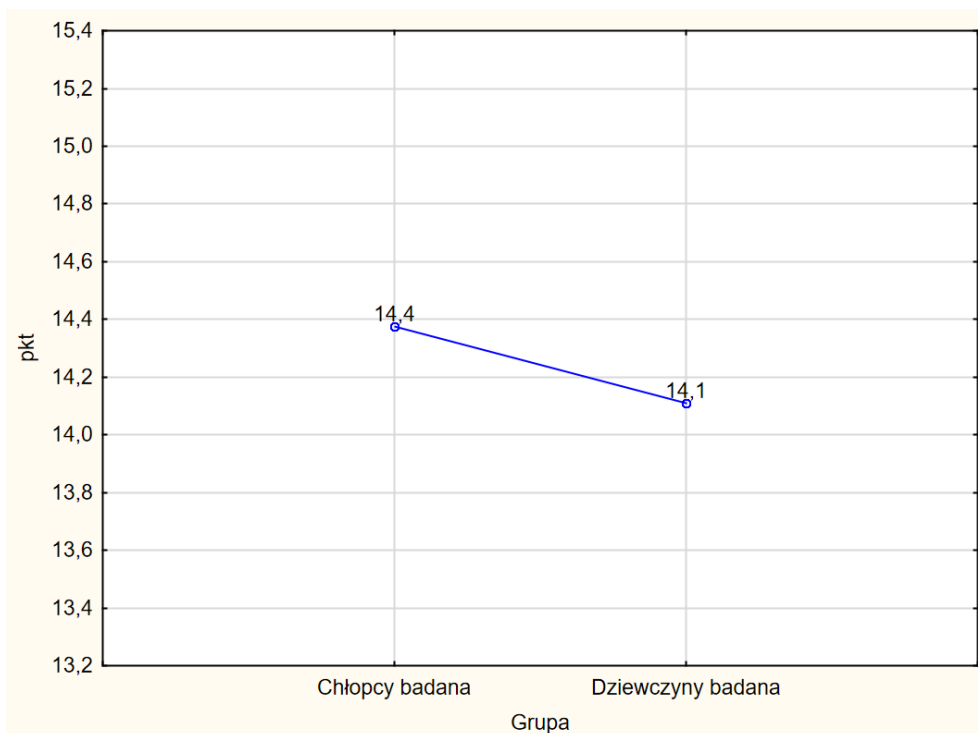
grupa	Chłopcy badana	Dziewczyny badana
Chłopcy badana		0,84
Dziewczyny badana	0,84	



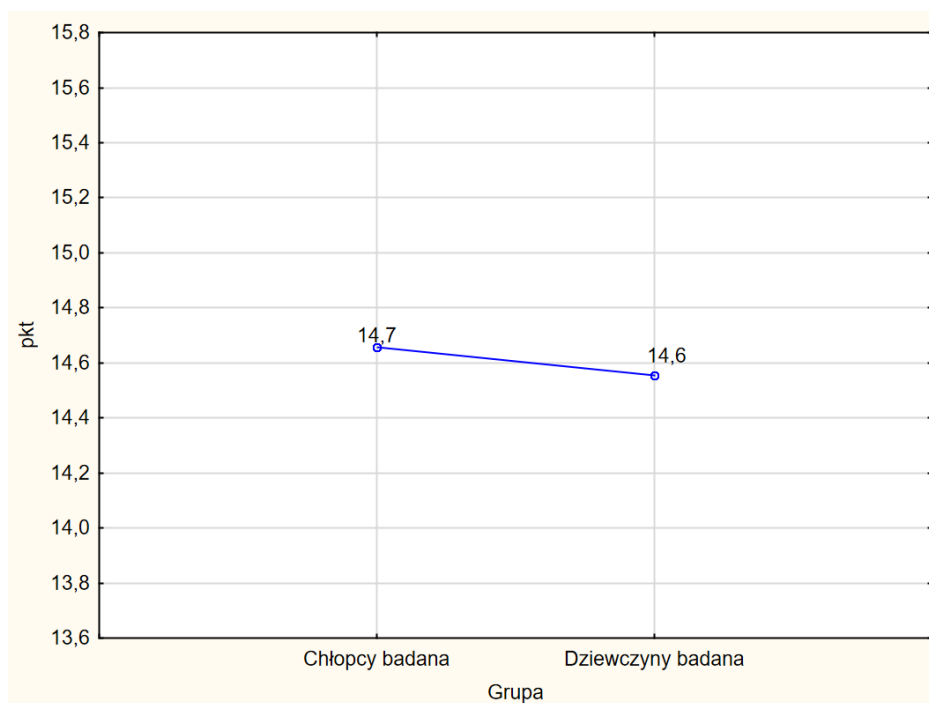
Wykres 9. Wynik analizy wariancji pomiędzy grupami badanymi dziewcząt i chłopców z uwzględnieniem zmiennej „Stabilność przednia 1”.



Wykres 10. Wynik analizy wariancji pomiędzy grupami badanymi dziewcząt i chłopców z uwzględnieniem zmiennej „Stabilność przednia 2”.



Wykres 11. Wynik analizy wariancji pomiędzy grupami badanymi dziewcząt i chłopców z uwzględnieniem zmiennej „FMS 1”.



Wykres 12. Wynik analizy wariancji pomiędzy grupami badanymi dziewcząt i chłopców z uwzględnieniem zmiennej „FMS 2”.

Tabela 52 prezentuje wyniki analizy wariancji pomiędzy kontrolnymi grupami dziewcząt i chłopców z uwzględnieniem zmiennych wejściowych.

Tabela 52. Wynik analizy wariancji ANOVA pomiędzy dziewczętami i chłopcami w grupach kontrolnych.

Zmienne	F	p
Stabilność przednia 1	0,008	0,92
Stabilność przednia 2	0,36	0,54
FMS 1	0,72	0,40
FMS 2	0,97	0,32

Dla zmiennych w tabeli 52, w badanych tygodniach, analiza wariancji, na poziomie istotności statystycznej $p < 0,05$ wykazała, iż nie można było odrzucić hipotezy o jednorodności wariancji pomiędzy wartościami badanych zmiennych.

Otrzymane wartości analiz dowodzą, iż nie wystąpiły istotne statystycznie różnice między grupami kontrolnymi w poszczególnych zmiennych.

Dla zmiennej „Stabilność przednia 1” i „Stabilność przednia 2” oraz „FMS 1” i „FMS 2” testy post-hoc RIR Tukeya potwierdziły brak istotnych statystycznie różnic pomiarów ich wartości pomiędzy grupami (tabele 53 - 56, wykresy 13 - 16).

Tabela 53. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „Stabilność przednia 1” w poszczególnych grupach, z $p < 0,05$.

grupa	Chłopcy kontrolna	Dziewczyny kontrolna
Chłopcy kontrolna		0,92
Dziewczyny kontrolna	0,92	

Tabela 54. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „Stabilność przednia 2” w poszczególnych grupach, z $p < 0,05$.

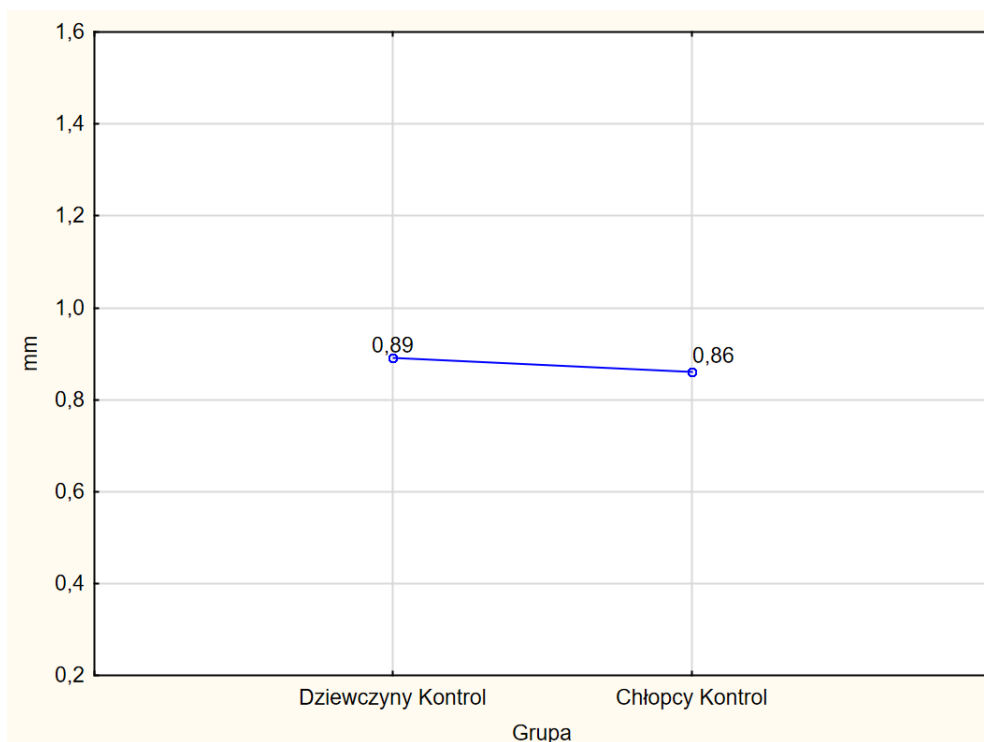
grupa	Chłopcy kontrolna	Dziewczyny kontrolna
Chłopcy kontrolna		0,54
Dziewczyny kontrolna	0,54	

Tabela 55. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „FMS 1” w poszczególnych grupach, z $p < 0,05$.

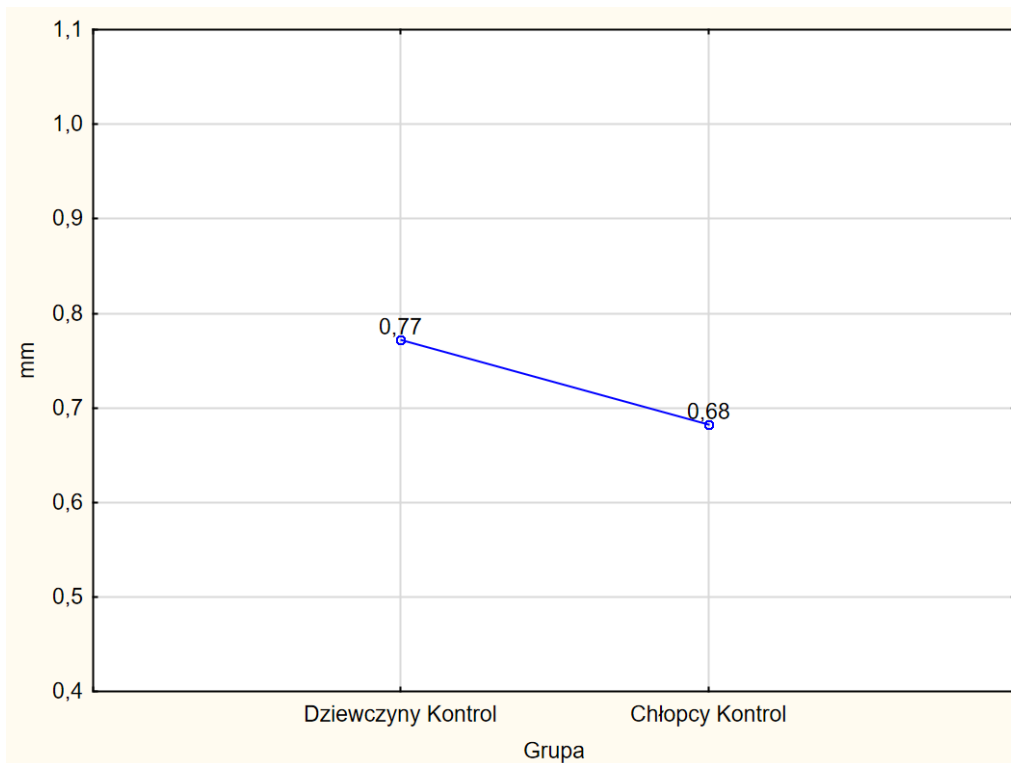
grupa	Chłopcy kontrolna	Dziewczyny kontrolna
Chłopcy kontrolna		0,40
Dziewczyny kontrolna	0,40	

Tabela 56. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „FMS 2” w poszczególnych grupach, z $p < 0,05$.

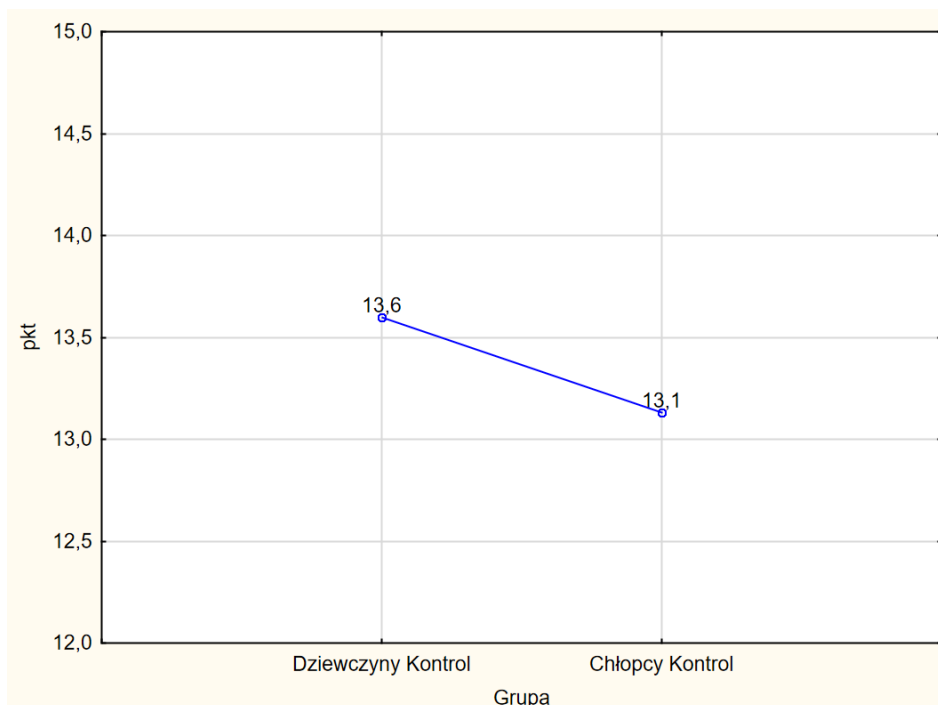
grupa	Chłopcy kontrolna	Dziewczyny kontrolna
Chłopcy kontrolna		0,32
Dziewczyny kontrolna	0,32	



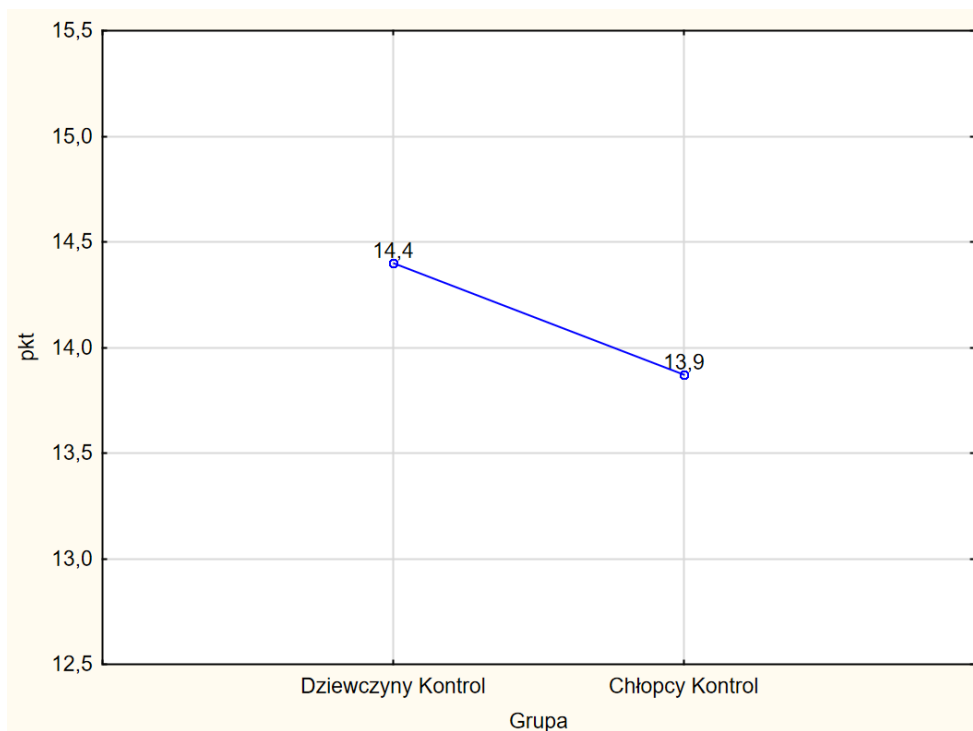
Wykres 13. Wynik analizy wariancji pomiędzy grupami kontrolnymi dziewcząt i chłopców z uwzględnieniem zmiennej „Stabilność przednia 1”.



Wykres 14. Wynik analizy wariancji pomiędzy grupami kontrolnymi dziewcząt i chłopców z uwzględnieniem zmiennej „Stabilność przednia 2”.



Wykres 15. Wynik analizy wariancji pomiędzy grupami kontrolnymi dziewcząt i chłopców z uwzględnieniem zmiennej „FMS 1”.



Wykres 16. Wynik analizy wariacji pomiędzy grupami kontrolnymi dziewcząt i chłopców z uwzględnieniem zmiennej „FMS 2”.

5 DYSKUSJA

HIPOTEZA I

Analizując otrzymane dane można stwierdzić, iż nie potwierdziła się pierwsza postawiona w niniejszej pracy hipoteza mówiąca o tym, że regularne uprawianie badmintonu wpływa na zmniejszenie przedniej stabilności stawów kolanowych u badmintonistów między 10-12 rokiem życia. Przez okres naszych badań w grupie badanych nie doszło do urazu powodującego uszkodzenie WKP. Można nawet zaobserwować, iż regularne uprawianie badmintonu w makrocyklu treningowym wpłynęło na zwiększenie stabilności przedniej u części badanych. Testy różnic pomiarowych dla kolejnych okresów badawczych pokazują, iż zmiany w wartościach stabilności w badanej grupie **były istotne statystycznie z $p < 0,05$** .

Na podstawie przeglądu literatury można domniemywać, iż zwiększenie stabilności stawów kolanowych wynika najprawdopodobniej z poprawy kontroli nerwowo - mięśniowej tułowia oraz kończyn dolnych. Jak twierdzi Maryama i wsp. (2018) stabilność tułowia oraz stawów biodrowych odgrywa istotną rolę w przenoszeniu ciężaru ciała zarówno w statyce, jak i podczas poruszania się. Według tego badacza zaburzenie stabilności centralnej może przyczynić się do urazów i zmian zwyrodnieniowych stawu kolanowego. Podobnie twierdzą inni naukowcy - stabilność regionu lędźwiowo-biodrowego ma kluczowe znaczenie dla zapewnienia podstaw dla prawidłowego ruchu kończyn dolnych, dla przenoszenia obciążeń z kończyn dolnych i poprawy ich stabilności (Tejashree i wsp. 2016, Biabanimoghadam i wsp. 2016). Zazulak i wsp. (2007) piszą, iż wśród pacjentów, którzy zgłaszają bóle kręgosłupa, często związane z zaburzoną stabilnością tułowia oraz osłabieniem stabilizatorów stawu biodrowego, obserwuje się zwiększone występowanie urazów stawu kolanowego. Według jego badań w momencie wystąpienia uszkodzenia WKP można zaobserwować zgięcie boczne tułowia podczas lądowania po stronie urazowej, co wiąże się często z zaburzoną stabilnością tułowia.

W badaniach Hinshaw i wsp. (2018) 41 osób rekreacyjnie uprawiających siatkówkę wykonało zadanie polegające na zeskoku ze skrzyni na jedną kończynę dolną z zamierzonym ruchem zgięcia bocznego tułowia. U wszystkich, którzy wykonywali lądowanie ze zgięciem tułowia zwiększał się kąt koślawości stawu kolanowego, rotacji wewnętrznej uda i zewnętrznej goleni po tej samej stronie, co zgięcie tułowia. Powodowało to nieprawidłowy wzorzec lądowania związany ze zwiększonym obciążeniem WKP dla kończyny po tej samej stronie.

Warto również zwrócić uwagę na badania Cinara i wsp. (2016), którzy stwierdzili, iż zmniejszona stabilność tułowia, obniżona siła mięśni uda i zmniejszona stabilność przednia stawu kolanowego u pacjentów po rekonstrukcji WKP miała związek z zaburzoną

stabilnością postawy oraz ze zwiększeniem koślawienia operowanego stawu podczas skoków na jednej kończynie. Badacz ten wykazał ponadto lepszą jakość skoku dzięki większej sile mięśni zginających i prostujących staw kolanowy wśród badanych osób (Cinar i wsp. 2016).

Według Curtis i wsp. (2017) istnieje duża zależność między prostownikami, odwodzicielami i rotatorami zewnętrznymi kości udowej, a uszkodzeniami WKP. Badacze twierdzą, iż zaburzona siła wyżej wymienionych mięśni może pośrednio wpływać na stabilność kończyn i w efekcie na uszkodzenie WKP poprzez zmianę ruchu tułowia i/lub kończyny dolnej. Powoduje to kompensacyjne wykonywanie zadań ruchowych i w efekcie naprężenia na poziomie stawów i tkankach miękkich. Zaburzona praca tych mięśni może powodować rotację wewnętrzną i przywiedzenie kości udowej, a także rotację zewnętrzną kości piszczelowej. Takie ustawienie kończyny podczas dynamicznego ruchu z obciążeniem przyczynia się do uszkodzenia WKP (Curtis i wsp. 2017, Youdas i wsp. 2015).

Przegląd literatury dokonany przez Renstrom i wsp. (2008) dostarczył dowodów na to, że siła odwodzicieli i rotatorów zewnętrznych uda ma ogromne znaczenie w profilaktyce urazów stawu kolanowego. Według badaczy rotatory zewnętrzne i odwodziciele zapobiegają ruchom koślawienia stawów kolanowych podczas dynamicznych ruchów. Osłabienie tych mięśni może zwiększyć koślawość podczas lądowania i nagłej zmiany kierunku ruchu, co może sprzyjać mechanizmowi zwiększającemu obciążenie WKP. Cashman i wsp. (2012) pisze jednak, iż istnieje zbyt mała ilość badań naukowych na temat wpływu pracy tych mięśni na koślawienie w stawie kolanowym i uszkodzenie WKP. Według niego nie można sformułować ostatecznych wniosków ani zaleceń klinicznych na podstawie przeglądu literatury dotyczącej tego tematu.

W badaniach przeprowadzonych przez Markolf i wsp. (1995) autorzy opisali wpływ złożonych sił na obciążenie więzadła krzyżowego przedniego. Stwierdzono, że najmocniejsze siły działają na to więzadło przy kombinacji ruchu przesunięcia kości piszczelowej w przód oraz rotacji wewnętrznej piszczeli w pozycji wyprostu lub przeprostu stawu kolanowego. Takie połączenie działających sił stwarza ryzyko potencjalnego uszkodzenia WKP. W przeciwieństwie do wyżej wymienionej kombinacji obciążeń zestawienie przesunięcia przedniego kości piszczelowej z rotacją zewnętrzną piszczeli zdecydowanie zmniejsza siły działające na WKP w pozycji zgięcia, a zewnętrzna rotacja piszczeli może wystąpić dopiero po uszkodzeniu więzadła (Meyer i wsp. 2008). Inne badane przez autorów połączenie sił to przesunięcie przednie piszczeli w połączeniu z momentem koślawiącym, co także zwiększało obciążenie WKP. Niestety zdolność do dokładnej oceny rotacji w stawie budzi wiele ograniczeń ze względu na zmienne w momencie urazu, takie jak: obciążenia zewnętrzne, obciążenia mięśniowe, a także wytrzymałość WKP (Krosshaug i wsp. 2007). Mimo to dane

te sugerują, że nadmierna rotacja piszczeli (wewnętrzna lub zewnętrzna) może zwiększyć potencjał napięcia WKP.

Również mięśnie działające na staw kolanowy mogą mieć wpływ na więzadło krzyżowe przednie, zwiększając jego napięcie lub redukując je. Na przykład mięsień czworogłowy uda generuje siły, działające przeciwnie do WKP i tym samym zwiększa jego napięcie. W innych badaniach sugerowano, że aktywacja mięśnia czworogłowego zwiększa siły ścinające w tym stawie, które są związane z przeciążaniem oraz ryzykiem uszkodzenia WKP (Shultz i wsp. 2009, Li i wsp. 1999). Natomiast grupa mięśni kulszowo-goleniowych wspomaga pracę WKP, powodując zmniejszenie jego napięcia. Potwierdzają to badania Fleminga i wsp. (2001), według których jest to grupa mięśni współdziałająca z WKP, zapobiegająca nadmiernemu przesunięciu kości piszczelowej w przód.

Szczególną uwagę poświęca się proporcjom między siłą mięśni kulszowo-goleniowych w stosunku do mięśnia czworogłowego uda (Brotzman, Wilk 2008). Osłabienie grupy mięśni tylnej części uda przyczynia się do zwiększenia sił reakcji podłoża, co z kolei powoduje większe ryzyko urazu WKP. Stwierdzono predyspozycje do uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego wśród kobiet, u których zbadano nadmierną względną siłę mięśnia czworogłowego uda, przy jednoczesnym zmniejszeniu względnej siły mięśni kulszowo-goleniowych (Alentorn-Geli i wsp. 2009). Podobna dysproporcja została zauważona w aktywacji poszczególnych grup mięśniowych uda w fazie lądowania po skoku (Chappell i wsp. 2005). Wyniki innych badań sugerują, że dobra aktywacja przyśrodkowej grupy mięśni kulszowo-goleniowych może ograniczać napięcie WKP. Jednak jeśli aktywacja bocznej grupy mięśniowej przewyższy siłę grupy przyśrodkowej może nastąpić napięcie WKP (Serpel i wsp. 2015).

Jak wykazali na 36 zdrowych wolontariuszach Troy i wsp. (2013) większa sztywność mięśni kulszowo-goleniowych wiąże się z mniejszym, przednim przesunięciem piszczeli podczas kontrolowanych ruchów w stawie kolanowym. Dodatkowo sztywność tej grupy mięśniowej wpływa na mechanikę lądowania, a mianowicie na zmniejszenie koślawienia stawu kolanowego, zmniejszenie siły ścinającej oraz na większe kontrolowane zgięcie stawu kolanowego, co również zmniejsza ryzyko uszkodzenia WKP. Ponadto z badań Fleminga i wsp. (2001) wynika, że przeciążenie więzadła krzyżowego może być skutkiem zwiększonego napięcia mięśnia brzuchatego łydki. Zależy to według badacza od ustawienia stawu kolanowego w płaszczyźnie strzałkowej. Położenie bliskie wyprostowi (5° i 15° zgięcia) wpływało w jego badaniach na zwiększenie napięcia WKP o odpowiednio 2,8 i 3,5%. Przy większym zakresie zgięcia podobnego działania nie zaobserwowano.

Malinzak i wsp. (2001) stwierdzili, na podstawie przebadanych 20 osób (11 mężczyzn, 9 kobiet), że zakres zgięcia stawów kolanowych u kobiet był znacznie mniejszy niż u mężczyzn przy wykonywaniu dwóch zadań ruchowych: biegu na 8 metrów oraz szybkiej zmiany kierunku i startu w bok. Naukowcy Ci stwierdzili również, że kobiety uprawiające sport mają zwiększoną siłę i aktywację mięśnia czworogłowego uda w stosunku do mięśni kulszowo-goleniowych, co może spowodować zwiększenie przedniej siły ścinającej w stawie kolanowym, większe przesunięcie kości piszczelowej względem kości udowej i w konsekwencji może prowadzić do uszkodzenia WKP. Ponadto badacze udowodnili, iż kobiety, w porównaniu do mężczyzn, miały znacznie większe kąty koślawości stawów. Te ustalenia są zgodne z wcześniejszymi badaniami, które wykazały, że obciążenie WKP może być nawet sześć razy większe, gdy staw znajduje się w 5° koślawości w porównaniu z tym, kiedy jest ustawiony zgodnie z prawidłową osiowością w płaszczyźnie czołowej (Bendjaballah i wsp. 1997).

Wiadomo, iż połączenie rotacji wewnętrznej uda i rotacji zewnętrznej kości piszczelowej przyczynia się do koślawienia stawu kolanowego (Krosshaug i wsp. 2007). Ponadto ruch koślawienia w stawie kolanowym może wynikać z nieprawidłowej pracy mięśni obręczy biodrowej oraz tułowia (Bendjaballah, i wsp. 1997, Zazulak i wsp. 2005, Hewett i wsp. 2005, Markolf i wsp. 1995, Zazulak i wsp. 2006, 2007) i zmniejszonej ruchomości w stawie skokowym (Padua i wsp. 2012, Sigward i wsp. 2006). Hewett i wsp. (2005) zasugerował, że koślawość stawów kolanowych podczas lądowania także wiąże się z zaburzoną pracą mięśni obręczy biodrowej, tułowia i ze zwiększonym przywiedzeniem w stawie biodrowym (Myer i wsp. 2012, Hewett i wsp. 2005). Zazulak i wsp. (2005) wykazali u swoich badanych, przy pomocy testów EMG - elektromiografii, szczególnie niską aktywność mięśni pośladkowych wielkich podczas fazy lądowania. Łącznie te dane sugerują, że złe ustawienie w płaszczyźnie czołowej może przyczyniać się do nagłego skrętnego ruchu w stawie kolanowym. Zjawisko to występuje najczęściej w sportach, w których nieodłącznym elementem jest ruch lądowania, jak na przykład w badmintonie, siatkówce, czy koszykówce.

W innych badaniach sugerowano, iż zwiększona aktywacja mięśnia czworogłowego w stosunku do mięśni kulszowo-goleniowych powoduje zwiększenie sił ścinających przy niewielkim kącie zgięcia stawu kolanowego, które występują zwykle podczas lądowania i przy nagłej zmianie kierunku (Hewett i wsp. 2005). Koga i wsp. (2010) sugerują, że lądowanie na jedną kończynę w siatkówce może stanowić ryzyko uszkodzenia WKP, ponieważ kąt zgięcia stawu kolanowego jest mniejszy, niż w trakcie lądowania obunóż. Dodatkowo tendencja do koślawienia stawów kolanowych również jest większa, niż podczas

lądowania na dwie kończyny. Wnioski te można powiązać z lądowaniem po wyskoku w badmintonie. Reeves i wsp. (2015) twierdzi, że siły ścinające, koślawienie stawu kolanowego i rotacja wewnętrzna uda, a tym samym zwiększone obciążenie na WKP, zwiększają się w stawie ustawionym bliżej wyprostu, głównie podczas nagłej zmiany kierunku ruchu, w momencie kiedy ruch nie jest kontrolowany. Nie zauważa jednak takiej zależności w porównaniu z przewidywanymi, kontrolowanymi ruchami kończyn dolnych. Ponadto według autora trzymanie rakiety u tenisistów czy badmintonistów może dodatkowo zwiększyć koślawość stawu kolanowego z powodu ewentualnych zmian w postawie ciała. Biorąc pod uwagę wyniki badań Sarshin i wsp. (2011) zmęczenie mięśni wynikające z treningu wpływa na dynamiczną kontrolę postawy, co może się wiązać między innymi ze zwiększonym ryzykiem urazu stawu kolanowego. W badaniu tego naukowca wykonano wypady w przód, które były zbliżone do ruchów wykonywanych podczas gry w badminton.

Tegesson i wsp. (2005) badał wpływ aktywności mięśnia czworogłowego uda na bierną i dynamiczną przednią stabilność stawów kolanowych. Badanie przeprowadzono na 18 osobach bez uszkodzenia WKP (9 kobiet, 9 mężczyzn). Stabilność bierną badano przy pomocy artrometru. Stabilność dynamiczną oceniano natomiast elektrogoniometrem, podczas przysiadu na jednej kończynie, chodu i przy maksymalnym skurczu izometrycznym mięśnia czworogłowego uda. Przed testami stabilności badani musieli przeprowadzić trening na rowerze stacjonarnym, bieg na bieżni oraz wielokrotne ruchy zginania i prostowania w stawie kolanowym. Nie wykazano różnic istotnych statystycznie w stabilności przed i po sesji treningowej. Można domniemywać, że izolowany trening mięśnia czworogłowego uda nie będzie wpływać na poprawę stabilności stawu kolanowego. Można również spodziewać się, iż tego typu ćwiczenia będą bezpieczne dla pacjentów we wczesnym etapie po zabiegu rekonstrukcji WKP.

Ciekawe wnioski wysnuł Miao i wsp. (2007) - niektórzy pacjenci nadal odczuwają niestabilność, nawet po operacji rekonstrukcji WKP i prawidłowo przeprowadzonej fizjoterapii. Jak twierdzi badacz większość badań skupia się na obwodowym obszarze układu motoryczno-sensorycznego, gdzie wykorzystuje się takie narzędzia jak elektromiografię do sprawdzenia aktywacji mięśni kończyn dolnych. Według naukowców tylko kilka prac zwraca uwagę na zachowania ośrodkowego układu nerwowego po zerwaniu tego więzadła. Jak pisze Miao i wsp. (2007) centralny układ nerwowy jest ważnym centrum kontroli wykonawczej całego proprioceptywnego szlaku czuciowego. Dlatego ośrodkowy układ nerwowy odgrywa kluczową rolę w stabilności funkcjonalnej stawu kolanowego. Badacz pisze, iż stwierdzono znaczną różnicę w aktywności ośrodków czuciowo-ruchowych mózgu między badanymi kończynami u pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego, podczas

chodzenia, biegania, lądowania po skoku. Na podstawie tych rozważań można wysnuć wnioski, iż warto wdrażać ćwiczenia wpływające na czucie głębokie stawów kolanowych w ramach profilaktyki urazów.

Tegesson i wsp. (2013) porównywał wiotkość stawów kolanowych u dzieci i dorosłych. Przebadanych zostało 67 dzieci (między 8-13 rokiem życia) i 63 osoby dorosłe (między 18-30 rokiem życia). Stabilność sprawdzana była w statyce przy pomocy artrometru oraz w dynamice podczas chodu elektrogoniometrem. Wiotkość stawów kolanowych okazała się być większa u dzieci niż u dorosłych (test Lachmana przy 90 N: odpowiednio: $9,1 \pm 2,9$ vs $7,3 \pm 2,7$; $P < 0,001$). Natomiast stabilność przednia stawów podczas chodu nie różniła się między dziećmi i dorosłymi. Dziewczęta i chłopcy nie różnili się wiotkością stawów i maksymalnym przednim przesunięciem kości piszczelowej podczas chodu. Mężczyźni i kobiety nie różnili się wiotkością między sobą w teście artometrii (bierna stabilizacja). Wykazano natomiast większe przesunięcie podczas chodu u kobiet w porównaniu z mężczyznami (odpowiednio: $7,8 \pm 2,7$ i $5,7 \pm 3,0$; $P = 0,004$).

W badaniu Kvist i wsp. (2006) sprawdzano wpływ wypadów do przodu i w bok na stabilność przednią stawów kolanowych. W testach wzięły udział 24 osoby, dobrane jednorodnie pod kątem wieku i płci. Połowę badanych stanowili pacjenci z zerwanym WKP. Reszta osób reprezentowała grupę kontrolną. Wyniki pokazały, iż wykroki w bok powodowały większe przesunięcie piszczeli względem kości udowej w przeciwieństwie do wypadów w przód. Stabilność sprawdzana była przy pomocy elektrogoniometru. Wyniki badań mogą sugerować, iż w początkowym etapie po rekonstrukcji WKP powinno wykonywać się ćwiczenia z przenoszeniem ciężaru ciała w przód, a nie w bok.

Schultz i wsp. (2012) twierdzi na podstawie przebadanych 93 osobach bez uszkodzenia WKP (63 kobiet, 30 mężczyzn), iż beztłuszczowa masa kończyn dolnych nie ma wpływu na przednią stabilność stawów kolanowych. Ma jednak wpływ na stabilność u szczupłych osób w płaszczyźnie czołowej oraz poprzecznej, co może się wiązać z koślawieniem stawu kolanowego. Stabilność testowana była przy pomocy artrometru oraz elektrogoniometru.

W niniejszej pracy, w grupie kontrolnej, wartości stabilności przedniej również miały charakter spadkowy. Jednakże testy różnic pomiarowych pozwoliły ustalić, iż zmiany w wartościach stabilności w kontrolnej grupie dziewcząt i chłopców nie były istotne statystycznie z $p < 0,05$.

Ograniczenia badań

Na podstawie przeglądu literatury i własnych doświadczeń klinicznych mogę stwierdzić, iż podczas badania stabilności stawu kolanowego należy zwrócić uwagę na możliwość zamaskowania niewydolności stabilizatora pierwotnego (więzadła) przez ograniczniki drugorzędowe (mięśnie). Ich odruchowe obronne napięcie może prowadzić do mylnej diagnozy. Włączenie się w mechanizm stabilizacji stawu stabilizatorów wtórnych w trakcie badania nie jest jednak jednoznaczne z zachowaniem wystarczającej funkcji uszkodzonego stawu (Górecki 2002, Peeler i wsp. 2010, Lin i wsp. 2011). Co ciekawe według Wojtys i wsp. (2002) kontrolowane napięcie mięśni uda zmniejsza przednie przesunięcie kości piszczelowej względem kości udowej oraz tym samym minimalizuje ryzyko pojawienia się sił uszkadzających WKP. Badania zostały przeprowadzone na 23 osobach (10 mężczyzn, 13 kobiet). Ocena biernej stabilności odbyła się przy pomocy artrometru KT 1000. Stabilność funkcjonalna mierzona była przy pomocy elektrogoniometru. Maksymalny skurcz izometryczny mięśni spowodowano u badanych podczas testu na fotelu izokinetycznym. Wyniki pokazują, iż napięcie mięśni podczas testu (mięśnia czworogłowego uda i mm. kulszowo-goleniowych) znacząco zmniejszyły średnie przednie przesunięcie kości piszczelowej u mężczyzn i kobiet (z 7,8 mm do 2,2 mm u mężczyzn i od 6,5 mm do 3,1 mm u kobiet). Wyniki sugerują, że kobiety mają zmniejszony potencjał ochrony mięśniowej biernych struktur stawu kolanowego w przemieszczeniu przednim kości piszczelowej.

Według Serpel i wsp. (2015) bierna ocena stabilności stawu kolanowego, jak test Lachmana, czy artrometria, nie odzwierciedlają stabilności funkcjonalnej, ponieważ nie są w stanie ocenić wpływu kontroli mięśni podczas aktywności fizycznej. Istnieje szereg prac, w których badano, wybiórczo przecinając poszczególne pęczki WKP, możliwość rozróżnienia uszkodzeń całkowitych od częściowych oraz uszkodzeń częściowych od wydolnego więzadła (Lintner i wsp. 1995, Hole i wsp. 1996, Christel i wsp. 2012). Badania te potwierdziły trudności w zakresie diagnostyki uszkodzeń częściowych WKP.

Rozważając możliwości rozpoznania uszkodzeń częściowych za pomocą artrometrii, należy wziąć także pod uwagę wyniki badań świadczące o nieco odmiennej roli poszczególnych pęczków WKP w ograniczaniu ruchu przesunięcia przedniego piszczeli oraz ruchów rotacyjnych. Należy także wziąć pod uwagę funkcje pęczków w zależności od stopnia zgięcia stawu kolanowego. Może to rzutować na wyniki testu niestabilności przedniej stawu kolanowego, badanej wyłącznie w płaszczyźnie strzałkowej oraz przy konkretnym ustawieniu testowanego stawu (Robinson i wsp. 2007, Zantop i wsp. 2007, Amis i wsp. 2012).

Chociaż diagnoza uszkodzeń częściowych WKP może przysparzać trudności, w badaniu konieczne jest skupienie się na kwestii wydolności testowanego więzadła, ponieważ drugorzędowy staje się aspekt stopnia uszkodzenia strukturalnego, jeżeli więzadło krzyżowe przednie nie spełnia swojej funkcji oraz utrudnia pacjentowi codzienne funkcjonowanie. Dokonany przegląd literatury nie dostarczył pełnej wiedzy na temat badania stabilności stawów kolanowych u badmintonistów. Temat jest z pewnością niewystarczająco zbadany. Zasadne jest prowadzenie kolejnych badań dotyczących wpływu aktywności fizycznej danej dyscypliny sportowej na stabilność stawów kolanowych. Niezbędne są większe grupy badanych, a także wydłużenie czasu trwania badania.

HIPOTEZA II

Naszym drugim założeniem było, iż regularne uprawianie badmintona wpływa na wynik oceny funkcjonalnej u badmintonistów między 10 a 12 rokiem życia. Analizując dane, dotyczące wartości oceny funkcjonalnej można zaobserwować, iż wyniki miały tendencje wzrostowe w grupie badanych dziewcząt oraz chłopców po upływie makrocyklu treningowego. Badania pokazują jednak, że zmiany w wartościach oceny funkcjonalnej, w grupie badanych dziewcząt oraz chłopców, nie były istotne statystycznie z $p < 0,05$. Można stwierdzić, iż regularne uprawianie badmintona nie wpłynęło na znaczne zwiększenie ogólnych wyników końcowych oceny funkcjonalnej zarówno u dziewcząt jak i u chłopców. Warto podkreślić, iż wzorzec ruchowy, jakim jest przysiad, uległ poprawie o 1 punkt w skali 0-3 u większości osób z grupy badanej. Jest to znaczna progresja w wykonywaniu tego konkretnego zadania ruchowego, pomimo iż wynik ogólny nie jest istotny statystycznie.

Programy treningowe prowadzone przez kluby sportowe mogą zatem doprowadzić do zwiększenia stabilności i kontroli nerwowo-mięśniowej stawów biodrowych, kolanowych, skokowych, czy tułowia. Podobne tendencje zaobserwowano w badaniach Adamczyka i wsp. (2012) na zawodnikach i zawodniczkach trenujących podnoszenie ciężarów. Tu także obserwowano wyższe wyniki testu FMS u osób starszych stażem treningowym i cechujących się wyższym poziomem sportowym. Różnica w punktacji występowała w najlepiej ocenionym zadaniu ruchowym, którym był przysiad (średnio 2,99). Umiejętność wykonania pełnego przysiadu na 3 punkty wg skali FMS wymaga pełnego zakresu ruchu zgięcia podszwowego w warunkach zamkniętego łańcucha kinematycznego, pełnego zgięcia w stawach kolanowych i biodrowych, wyprost w piersiowym odcinku kręgosłupa, zgięcia i odwiedzenia w stawach ramienno-łopatkowych. Niepoprawne wykonanie tego testu może być spowodowane ograniczeniem mobilności w piersiowej części kręgosłupa, obręczy barkowej, czy też w stawach kończyn dolnych. Nie tylko ograniczenie mobilności, ale

również zaburzenie stabilności, balansu mięśniowego w tych okolicach może skutkować niezdolnością uzyskania maksymalnego wyniku (Rzepka 2016, Zahradnik i wsp. 2017).

W naszej ocenie przysiad, ze względu na złożoność ruchu i jego funkcjonalność, jest ważnym elementem oceny FMS. Wzorzec przysiadu daje nam informacje dotyczące zarówno ruchomości stawów, jak i stabilności tułowia, które wiążą się pośrednio z mechanizmami przyczyniającymi się do zwiększenia ryzyka urazów stawu kolanowego. Na podstawie przeglądu literatury dokonanej przez Clifton i wsp. (2015) stwierdza się, że osoby, u których występują zaburzenia podczas przysiadu, mogą mieć zmniejszoną mobilność i stabilność w stawach kończyn dolnych. Inne badania pokazują, że osoby, które nieprawidłowo wykonywały wzorzec przysiadu, miały ograniczone zgięcie grzbietowe, zwiększoną pronację w stawach skokowych i większe kąty „Q” w stawach biodrowych. Ponadto badacze piszą, że osoby, u których występowało zaburzenie osiowości kończyn dolnych (koślawienie stawów kolanowych), również wykazywały zmniejszoną ruchomość zgięcia grzbietowego stawu skokowego. Clifton i wsp. (2015) zasugerowali, że ocena asymetrii podczas testów FMS jest cenna w określaniu ryzyka wystąpienia urazów. Wydaje się jednak, że do tej pory nie została zbadana rola asymetrii ruchowych w teście głębokiego przysiadu. Kolejne badania wykazały również, że wyniki FMS można poprawić przy pomocy właściwego programu korekcyjnego (Cowen 2010, Kiesel i wsp. 2009). W grupie 62 osobowej, w przypadku której tylko 7 osób uzyskało wynik powyżej 14 punktów w całej ocenie FMS, wprowadzono 7-tygodniowy program korekcyjny. Obejmował on: rozciąganie mięśni, terapię punktów spustowych oraz trening ogólnorozwojowy. Po tym okresie 39 z 62 osób oceniono powyżej 14 punktów. Dodatkowo zmniejszyła się liczba osób z asymetrami z 31 przed wprowadzeniem planu korekcyjnego do 42 po zakończonym cyklu treningowym (Kiesel i wsp. 2009). Badania te nie określiły jednak stopnia zmniejszenia ryzyka urazów pomimo poprawie wykonanych zadań ruchowych, czy po zmniejszeniu asymetrii. Konieczne są dalsze badania, aby określić, czy poprawa wyników FMS po wdrożeniu treningu korekcyjnego jest wyznacznikiem zmniejszenia ryzyka urazów.

Wyniki naszych badań wskazują, iż najslabiej punktowany w grupie badanych oraz grupie kontrolnej był test uginania ramion w podporze przodem („pompka”). Jak pisze Rzepka (2016) do tego testu potrzeba siły kończyn górnych, obręczy barkowej oraz dużej stabilności tułowia. Test ten sprawiał wiele trudności w grupie badanej oraz kontrolnej. Nie jest to jednak moim zdaniem ważny test patrząc pod kątem urazów kończyn dolnych. Warto zauważyć, że niski wynik tego testu znacząco wpływa na zaniżenie ogólnej punktacji wyników FMS.

HIPOTEZA III

Trzecim naszym założeniem było, iż wynik FMS ma związek z przednią stabilnością stawów kolanowych u badmintonistów między 10 a 12 rokiem życia. Wyniki grupy badanych dziewcząt pozwoliły zauważyć istotną statystycznie, jednak niezbyt silną, dodatnią korelację pomiędzy zmiennymi „Stabilność przednia 2” i „FMS 2”. Pozostałe zmienne nie były ze sobą skorelowane. W naszych badaniach 39 osób z grupy badanych miało wynik ≤ 14 punktów. FMS zakłada, że wynik ≤ 14 punktów wpływa na zwiększenie ryzyka urazów (Cook 2006). Nie stwierdzono podczas okresu naszych badań urazu u żadnego zawodnika. Nie doszło do częściowego lub całkowitego uszkodzenia WKP, co wiąże się z przednią niestabilnością stawu kolanowego. W związku z tym nie możemy stwierdzić, na podstawie naszych badań, że wynik ≤ 14 punktów w FMS wpływa na stabilność stawów kolanowych. Nasza hipoteza nie została potwierdzona.

Jak pisze Kiesel i wsp. (2007) FMS daje wyniki pomagające określić asymetrie lewej strony ciała do prawej, zaburzenia aparatu ruchu, takie jak: mobilność stawów obwodowych, czy stabilność tułowia, które wiążą się ze zwiększonym ryzykiem urazu (Kiesel i wsp. 2007, Connor i wsp. 2011, Warren i wsp. 2018). W badaniach przeprowadzonych przez Chorbę i wsp. (2010) naukowcy oceniali przydatność oceny FMS w przewidywaniu urazów u kobiet zawodowo uprawiających sport. Wyniki wskazywały na większe ryzyko urazu kończyn dolnych u tych sportowców, którzy uzyskali wyniki poniżej 14 punktów. Chorba i wsp. (2010) stwierdzili dodatkowo, że poza testem mobilności obręczy barkowej pozostałe sześć testów jest mocnym wyznacznikiem w przewidywaniu urazów kończyn dolnych (Chorba i wsp. 2010).

Tak jak Chorba i wsp. (2010) oraz Kiesel i wsp. (2007) wykorzystują jedynie wynik końcowy do przewidywania bezkontaktowych urazów stawu kolanowego, tak samo w niniejszej pracy założono, że wynik końcowy będzie miał wpływ na stabilność stawów kolanowych. Jak twierdzi Rzepka (2016) założeniem FMS jest stosowanie wielu ruchów funkcjonalnych patrząc poprzez cały łańcuch kinetyczny. Całkowita ocena FMS może być odpowiednia, biorąc pod uwagę różnorodność powiązań zaburzeń aparatu ruchu, z urazami stawu kolanowego. Schneiders i wsp. (2011) w swoich badaniach próbowali określić średnią wartość wyniku FMS dla populacji zdrowych i aktywnych osób w wieku 18-40 lat. Średnie wyniki obu płci nie były istotne statystycznie (kobiety średnio 15,6, mężczyźni średnio 15,8). Kobiety lepiej wypadły w zadaniach wymagających gibkości, w tym przypadku testu zginania wyprostowanej kończyny dolnej w leżeniu na plecach oraz ruchomości obręczy barkowej. Mężczyźni uzyskali istotnie wyższy wynik w teście „pompki” (76,2% uzyskało 3 punkty) oraz stabilności rotacyjnej.

Przy pomocy tego samego testu prowadzili badania Parenteau i wsp. (2013) na grupie 30 zawodników hokeja na lodzie w wieku 12-17. Średni wynik uzyskany przez badanych wynosił 12,64 ($\pm 3,65$). Najlepszy wynik uzyskali oni w zadaniu drugim – przejście nad płotkiem (średnio 2,46 $\pm 0,69$). Najsłabiej wypadła próba „pompki” (średnio 1,21 \pm 1,37). Każdy z zawodników oceniany był po raz pierwszy na żywo, potem jeszcze dwukrotnie przez analizę materiału wideo. Analiza statystyczna wykazała dużą zgodność wszystkich oceniających dla pięciu z siedmiu głównych testów. Możliwość oceny symetrii wykorzystali w swoich badaniach także Aptowicz i wsp. (2010). Na zawodnikach trenujących taekwondo olimpijskie dowiedziono w tych badaniach, że największy problem występował w teście stabilności rotacyjnej tułowia (średni wynik 1,2). Najmniej błędów sportowcy popełniali w teście „pompki” (średnio 2,6). Wszystkie ćwiczenia, z wyjątkiem przysiadu w wykroku, wykazały asymetrię ruchową. Natomiast badania na amerykańskich futbolistach wykazały, że ci, którzy osiągnęli różne wyniki w zadaniach dwustronnych byli narażeni na większe ryzyko urazu niż ci, którzy mieli podobne wyniki dla obu stron ciała. W badaniu wzięło udział 62 zdrowych zawodników, którzy w czasie przerwy w sezonie mieli wprowadzony indywidualny trening. Oparty był on na wyniku uzyskanym z testu i ukierunkowany na poprawę wykonania zadań asymetrycznych. Przed rozpoczęciem treningu zawodników wolnych od asymetrii było 31 osób, po cyklu treningowym - 41. Najtrafniejszym testem do oceny okazał się przysiad (Kiesel i wsp. 2009). Wysoko kwalifikowani zawodnicy aikido poddani FMS osiągnęli wynik – średnio 17,75 punktów. Najwyżej i najniżej ocenione zadania to podobnie jak w wyżej wymienionych badaniach odpowiednio: „pompka” i stabilność rotacyjna. Zaobserwowano dodatnią korelację pomiędzy wiekiem i stażem treningowym, a ogólnym wynikiem testu FMS oraz ujemną korelację pomiędzy sumą uzyskanych punktów w teście, a liczbą poprzednich urazów (Boguszewski i wsp. 2013).

Peate i wsp. (2017) badali 433 strażaków i związek między wynikiem FMS, a historią wcześniejszych urazów, które wykluczały ich z pracy zawodowej. Założono, że dobry wynik wynosił >16/21 punktów, a wynik <16/21 punktów wiązał się z doznany urazem w przeszłości. Okazało się, iż wyniki FMS były o 1,68 razy gorsze u strażaków z wcześniejszą historią urazów.

Yildiz i wsp. (2018) piszą, że FMS może być skutecznym narzędziem do testowania oceny stabilności i poziomu mobilności dzieci i nastolatków w wieku 10-17 lat. Twierdzą, iż FMS może dostarczyć wielu informacji na temat sprawności fizycznej młodych sportowców. W tych badaniach oceniano także zadania funkcjonalne z FMS i ich wpływ na wydajność sportową tenisistów w wieku 10-12 lat. Na podstawie 28 badanych stwierdzono,

iż FMS jest dobrym narzędziem ukazującym nieprawidłowości aparatu ruchu u dzieci. Według badaczy, dzięki wnioskowi wyciągniętemu z oceny FMS można wdrożyć ćwiczenia korekcyjne, które zmniejszą ryzyko urazów w późniejszym wieku (Yıldız i wsp. 2018).

Ograniczenia badań FMS

Liczne badania naukowe podają w wątpliwość obiektywizm oceny FMS. Ponadto istnieją zastrzeżenia co do doboru samych zadań ruchowych, ich naturalności i funkcjonalności, a także na ile odnoszą się one do konkretnej dyscypliny sportowej uprawianej przez poddanych badaniu sportowców. Niektóre testy mogą nawet wydawać się niemożliwe do wykonania w sposób perfekcyjny, jak na przykład test stabilności rotacyjnej. Inni badacze twierdzą natomiast, że konieczność dokonania oceny w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej minimalizuje subiektywność FMS. Ponadto kryteria każdej oceny są jasno określone i ustandaryzowane na całym świecie (Warren i wsp. 2018). FMS może być rzetelnie i wiarygodnie stosowany przez badaczy, co potwierdzają opinie wielu z nich (Chorba i wsp. 2010; Esser i wsp. 2011, Gribble i wsp. 2013, Minick i wsp. 2010, Onate i wsp. 2012, Schneiders i wsp. 2011, Smith i wsp. 2013, Teyhen i wsp. 2012, Frohm i wsp. 2015, Cuchna i wsp. 2016, Bonazza i wsp. 2017).

Niestety, w związku z obecnym brakiem jasnych, spójnych dowodów naukowych, FMS nie wydaje się być jednak istotną oceną służącą do przewidywania zwiększonego ryzyka urazów w sporcie (Connor i wsp. 2011, Sorenson i wsp. 2009). W publikacji Kiesel i wsp. (2009) dowiedziono, że można poprawić wyniki FMS dzięki odpowiedniemu programowi treningowemu, jednak poprawione wyniki nie zmniejszyły wskaźnika występowania urazów. W badaniach, według których FMS był przydatny w przewidywaniu urazów (Kiesel i wsp. 2007, Chorba i wsp. 2010), przyjęto dwie różne definicje urazów, a także dobrano małą i bardzo specyficzną grupę sportowców, co może utrudniać porównywanie tych wyników z wynikami innych badań. Tak więc, aby można było uznać FMS za istotne narzędzie do przewidywania zwiększonego ryzyka urazów należy przyjąć spójną i jednoznaczną definicję urazu, zwiększyć liczbę badanych, a same badania przenieść na szerszą populację wykraczającą poza wąskie środowisko sportowców, najczęściej jednej dyscypliny sportowej. Warto zwrócić również uwagę na to, iż większość badaczy pisząc o ryzyku uszkodzeń ciała nie bierze pod uwagę ostrych urazów wymagających długotrwałego leczenia, jak jest między innymi w przypadku zerwania, a następnie zabiegu rekonstrukcji WKP. Przykładem może być badanie Kiesel i wsp. (2007) gdzie przebadano 46 zawodowych piłkarzy nożnych w trakcie trwania jednego sezonu. Uraz został tu zdefiniowany jako

obrażenia, które spowodowały wyłącznie zawodnika z gry na trzy tygodnie, co sugeruje, że tylko niegroźne urazy były brane pod uwagę.

Chorba i wsp. (2010) przebadali 38 kobiet z NCAA Division I, również w trakcie trwania jednego sezonu. Uraz został zdefiniowany jako bezkontaktowy uraz mięśniowo-szkieletowy, który wymagał opieki medycznej. A więc definicja urazu stosowana przez Chorbę i wsp. (2010) zakładała tylko drobne urazy, które nie wykluczały z całego sezonu. W obu tych badaniach nie została przedstawiona lista urazów, których doznali sportowcy więc ich szczegóły są nieznane.

W mojej ocenie wskazany jest dłuższy okres testowania badanych, aby lepiej ukazać tendencję wzrostową końcowych wyników. Ponadto ocena tylko głębokiego przysiadu w znaczący sposób skróciłaby czas badań przesiewowych sportowców, równocześnie dostarczając wystarczających informacji na temat sprawności aparatu ruchu. Z pewnością usprawniłoby to ocenę zawodników, zwiększyło ilość badanych osób, a także obiektywizm osoby przeprowadzającej ocenę. Należy rozważyć również wyłączenie testu „pompki” oraz testu „stabilności rotacyjnej” z całej oceny FMS. W przypadku badań prowadzonych na dzieciach te dwa zadania ruchowe są bardzo problematyczne, ponieważ do ich poprawnego wykonania niezbędna jest duża siła i koordynacja ciała. Zdecydowanie gorzej są wykonywane w tej grupie wiekowej i ostatecznie w znaczący sposób zaniżają wynik końcowy FMS.

Podsumowując, zastosowanie badania FMS może być bardzo przydatne do oceny zmiany wykonywanych zadań ruchowych w czasie trwania kariery sportowej. Regularne przeprowadzanie tego badania może umożliwić śledzenie zmian strukturalnych i funkcjonalnych dojrzewających sportowców, a analiza zmieniających się wyników umożliwi ocenę ryzyka urazu w grupie badanej. Ponadto należy przyjąć spójną definicję urazu lub przynajmniej w miarę szczegółowo opisać na jakie urazy zwracano uwagę, co umożliwi porównanie wyników poszczególnych badań. Dodatkowym czynnikiem, o którym warto pamiętać, są asymetrie występujące w niektórych populacjach. Warto ustalić, czy jest to czynnik ryzyka urazu, czy normalna adaptacja funkcjonalna występująca w niektórych dyscyplinach sportowych. Można również rozważyć łączenie wyników FMS z innymi testami funkcjonalnymi lub wytrzymałościowymi, takimi jak testy skoczności, biegi wahadłowe, itd., w odniesieniu do wzrostu, wagi i pozycji w grach zespołowych. FMS może stanowić swoistą bazę pomiarową dla fizjoterapeutów, przydatną nie tylko na początku pracy z pacjentem, ale i w dalszych jej etapach (Kiesel i wsp. 2009, Peate i wsp. 2007).

HIPOTEZA IV

Z naszych badań wynika, iż nie istnieją różnice statystyczne między rozpatrywanymi zmiennymi stabilności stawów kolanowych między chłopcami, a dziewczętami. Obecne dowody naukowe wskazują, że u kobiet występuje wyższy wskaźnik urazów niż u mężczyzn. Taka zmienność jest obserwowana od najmłodszych lat. Istnieją badania mówiące o tym, iż siła mięśni i ich aktywacja mogą stwarzać u dziewcząt większe ryzyko urazów niż u chłopców. Jak piszą Schultz i wsp. (2012) stabilność stawu kolanowego nie jest taka sama w różnych kierunkach i płaszczyznach ruchu i może częściowo zależeć od wieku badanych, składu i masy ciała, siły mięśni oraz uwarunkowań anatomicznych kończyn dolnych u kobiet i mężczyzn. Naukowcy ci przebadali 90 kobiet (wiek = $21,2 \pm 2,6$ lat) i 50 mężczyzn (wiek = $22,2 \pm 2,7$ lat). Uczestnicy, którzy byli młodsi i mieli niższe BMI – indeks masy ciała (z ang. body mass index) oraz mniejszą siłę mięśni ud, zazwyczaj charakteryzowali się większą wiotkością stawową w płaszczyźnie czołowej i poprzecznej. Stabilność przednia w płaszczyźnie strzałkowej nie różniła się u badanych osób. Schultz i wsp. (2012) w swoich badaniach wykazali, że większe koślawienie stawów kolanowych u kobiet w dużej mierze można wyjaśnić uwarunkowaniami anatomicznymi stawu biodrowego.

Przegląd literatury dokonany przez Kuszewskiego (2016) potwierdza również, iż kobiety 2-3 razy częściej doznają urazów stawu kolanowego niż mężczyźni. Najczęściej urazy stawu kolanowego dotyczą kobiet uprawiających koszykówkę, piłkę ręczną i piłkę nożną. Do uszkodzenia WKP zwykle dochodzi podczas tzw. „zwodu”. Za jedną z przyczyn tego faktu podaje się nieco odmienną budowę tkanki mięśniowej i związane z tym odmienne mechanizmy stabilizacji. U mężczyzn obserwuje się większą sztywność mięśni, co zapewnia lepszą kontrolę przemieszczeń w stawie. U kobiet natomiast stawy są bardziej wiotkie, ze względu na bardziej elastyczne mięśnie, co sprzyja powstawaniu większych obciążeń aparatu więzadłowego.

Kolejną ważną cechą, mogącą mieć wpływ na uszkodzenie WKP, jest wiek. Flynn i wsp. (2000) zastosowali badanie artrometryczne w celu zbadania stabilności stawów kolanowych u zdrowych dzieci w wieku od 6 do 18 lat. Nie stwierdzono różnic statystycznych w stabilności stawów kolanowych między chłopcami i dziewczętami w podobnym wieku. Naukowcy stwierdzili natomiast, że wiotkość stawów kolanowych jest większa u młodszych dzieci, niż u starszych.

Mouton i wsp. (2015) na podstawie swoich badań stwierdzili, iż na stabilność stawów kolanowych nie miała istotnego wpływu żadna z rozpatrywanych indywidualnych cech badanych osób: masa ciała i wysokość. Grupę badaną stanowiło tu 45 kobiet i 59 mężczyzn w wieku 11–59 lat, o masie ciała 42–106 kg i wysokości 150–198 cm. Średnie

przemieszczenie przednie kości piszczelowej u badanych wynosiło: $3,3 \pm 0,7$ mm, przy działającej sile na kość piszczelową: 134 N i $4,7 \pm 0,7$ mm przy sile 200 N. Stabilność przednia testowana była przy pomocy artrometru GNRB, stabilność rotacyjna przy pomocy elektrogoniometru. W niniejszych badaniach wiotkości rotacyjna u badanych kobiet była znacznie większa niż u mężczyzn. Nie było istotnych różnic w stabilności przedniej między kobietami, a mężczyznami. Te badania sugerują zatem, że cecha, jaką jest płeć, nie ma wpływu na bierną stabilność stawów kolanowych.

Wpływ zwiększonego wysiłku i zmęczenia na zmianę stabilności przedniej stawów kolanowych badali natomiast Schultz i wsp. (2015). Stwierdzono, na podstawie przebadanych 59 sportowców (30 mężczyzn, 29 kobiet), że trening, który doprowadził do zmęczenia nie wpłynął na zmianę stabilności przedniej stawów kolanowych. Stabilność testowano przy pomocy artrometru KT 2000. Stwierdzono również, że zmęczenie mięśni kończyn dolnych wpływa na mechanikę lądowania zarówno u kobiet, jak i u mężczyzn. U kobiet zmęczenie skutkowało większym ruchem koślawienia i mniejszym kątem zgięcia stawów biodrowych, a także mniejszym kątem zgięcia grzbietowego w stawach skokowych. U mężczyzn natomiast nie zaobserwowano znacznego zwiększenia koślawości kolan, natomiast zwiększył się kąt zgięcia w stawach biodrowych i stawach skokowych, co skutkowało zwiększonym obciążeniem mięśnia czworogłowego uda.

Z badań przedstawionych w niniejszej pracy doktorskiej także wynika, iż nie istnieją różnice statystyczne między rozpatrywanymi zmiennymi FMS między chłopcami, a dziewczętami.

W badaniach Anderson i wsp. (2014) można zauważyć jednak, iż kobiety uzyskały mniejszą ilość punktów w ocenie FMS, w porównaniu z mężczyznami. Autorzy pracy testowali 60 zdrowych sportowców szkół średnich 60 (chłopcy-31, wiek 13–18 lat, dziewczęta-29, wiek 14–18 lat). Niższe wyniki u kobiet można przypisać częściowo różnicom w wieku i poziomom dojrzewania uczestników badań. Różnica była spowodowana znacznie gorzej wykonanym zadaniem „pompki” w grupie dziewcząt i przysiadem w wykroku.

Kilku innych badaczy dokonało porównań FMS między mężczyznami i kobietami. Schneider i wsp. (2011) zbadali 209 młodych aktywnych osób (108 kobiet, 101 mężczyzn, w wieku 18–40 lat) i stwierdzili, że łączny średni wynik w skali FMS wynosił 15,7 punktu (kobiety 15,6 punktu; mężczyźni 15,8 punktu), bez istotnej różnicy między płciami.

Podobnie Perry i Koehle (2013) porównywali wyniki FMS między mężczyznami, a kobietami. Kobiety w wieku 20–39 lat miały najwyższy wynik w skali FMS (15,43 punktu). Gdy łączono wyniki mężczyzn i kobiet grupa wiekowa 20–39 lat miała najwyższe

całkowite wyniki, a grupa wiekowa 65 i starsza miała najniższe wyniki. Jednak autorzy badań nie zgłosili konkretnych różnic między płciami. Wyżej wymienione różnice najprawdopodobniej wynikają ze zmian zdolności funkcjonalnych, aktywacji mięśni, kontroli nerwowo-mięśniowej i mobilności, które następują wraz ze starzeniem. Paszkewicz i wsp. (2013) porównali pomiary funkcjonalne i statyczne u młodych sportowców i stwierdzili, że wyniki FMS poprawiły się u osób po fazie dojrzewania, w porównaniu do osób przed tym okresem. Również nie stwierdzono istotnej różnicy między chłopcami, a dziewczętami.

Profilaktyka urazów u dzieci

Szeroko pojęta aktywność fizyczna jest bardzo ważnym czynnikiem rozwojowym zarówno u małych dzieci, jak i u młodych dziewcząt i chłopców. Wpływa nie tylko na ogólną sprawność ruchową i umysłową, ale również na szczytową masę kostną. Szczególnie istotne jest promowanie aktywnego stylu życia w okresie dzieciństwa i wczesnej młodości, kiedy utrwalają się nawyki związane z działaniami prozdrowotnymi. Postęp cywilizacyjny sprawił, że aktywność fizyczna jest obecnie w dużym stopniu zmniejszona w stosunku do potrzeb biologicznych dzieci. Ogólnie przyjęta norma dzienna ruchu dla młodzieży w wieku wczesnoszkolnym wynosi około 6 godzin. Absolutne minimum stanowią 4 godziny. Niestety, aktywność fizyczna polskich dzieci stanowi tylko niewielką część przedstawionych wartości.

Jednak mimo niewątpliwie korzystnego wpływu aktywności fizycznej na zdrowie, należy także zwrócić uwagę na zwiększone ryzyko urazów dzieci uprawiających sport, spowodowanych na przykład nieprawidłowo wykonywanymi zadaniami ruchowymi. W wielu dyscyplinach sportowych na przełomie ostatnich 20 lat można zaobserwować ciągłą progresję dynamiki gry. Zwiększająca się intensywność oraz objętość jednostek treningowych, a następnie samych rozgrywek sportowych, jest kolejnym czynnikiem determinującym urazowość w sporcie, na skutek powstałego zmęczenia trenujących. Na szczęście w ostatnich latach świadomość oraz wiedza trenerów sportowych ciągle wzrasta. Odpowiednie przygotowanie motoryczne i trening specjalistyczny mogą korzystnie wpłynąć, w znaczący sposób, na predyspozycje związane z biomechaniką ruchu oraz kontrolą nerwowo-mięśniową. Podstawowe umiejętności ruchowe są niezbędnymi umiejętnościami, które należy kształtować do 10 roku życia, a umiejętności te są podstawą prawie każdego sportu. Sugeruje się, żeby ukierunkowane zdolności sportowe były tylko uzupełnieniem treningu ogólnorozwojowego u dzieci (Almeida i wsp. 2017).

Aby zmniejszyć ryzyko urazów u młodych sportowców ważne jest kształtowanie podstaw motorycznych. W ten sposób, gdy nadejdzie wiek specjalizacji, dzieci będą miały kompetencje do łatwego wykonywania specyficznych dla sportu umiejętności ruchowych. Dopiero na dobrze zbudowanym fundamencie motorycznym należy kształtować siłę, moc,

wytrzymałość, szybkość oraz zdolności techniczno-taktyczne zawodników w danej dyscyplinie sportowej. Ważnym aspektem jest uświadomienie zawodnikom i trenerom, iż trening funkcjonalny, czyli kształtowanie podstawowych wzorców ruchowych wspólnych i charakterystycznych dla danej dyscypliny sportowej, odgrywa główną rolę w profilaktyce urazów. Służy także poprawie stabilności stawów obwodowych oraz tułowia. Ten typ treningu powinien być akcentowany głównie w okresie przejściowym oraz przygotowawczym, tworząc odpowiednie podłoże pod kształtowanie innych zdolności motorycznych w okresie startowym. Odchodzi się od treningów opartych na aktywacji w sposób izolowany danej grupy mięśniowej.

Podejście funkcjonalne zakłada kształtowanie siły mięśniowej w warunkach zbliżonych do sytuacji w danych dyscyplinach sportowych. W profilaktyce urazów kładzie się również nacisk na trening stabilizacyjny, który wraz z ćwiczeniami rozciągającymi wszystkie grupy mięśniowe oddziałuje na centralny układ nerwowy, zapewniając w ten sposób lepszą kontrolę pracy stawów.

Według badań Jang i wsp. (2018) rozciąganie statyczne i dynamiczne mięśni całego ciała wpływa także na poprawę wysokości skoku i prędkości uderzenia w badmintonie.

Jak piszą Sarshin i wsp. (2011) stosując prawidłowo wykonywane wypady podczas treningów badmintonowych, które są zgodne z techniką poruszania się w tym sporcie zalecane są w celu poprawy sprawności fizycznej graczy badmintonu, zmniejszeniu zmęczenia podczas meczu i zmniejszeniu ryzyka urazów kończyn dolnych.

Kolejnym działaniem związanymi z profilaktyką urazów w sporcie jest trening plajometryczny. W swym założeniu ma przygotować układ ruchu do intensywnego wysiłku, przyjmowania dużych obciążeń, minimalizować ryzyko ponownego wystąpienia urazu. Pomimo, iż młodzi badmintoniści narażeni są na uszkodzenie WKP, odpowiednie prewencyjne programy treningowe mogą zmniejszyć ryzyko tego typu uszkodzeń. Szerokie korzyści badmintonu powinny być wykorzystywane do promowania wszechstronnego i wieloaspektowego rozwoju dzieci i młodzieży oraz do poprawy stanu zdrowia i utrzymania dobrego samopoczucia i sprawności fizycznej.

6 PODSUMOWANIE

Na podstawie wyników prezentowanych w niniejszej pracy można stwierdzić, iż regularne uprawianie badmintonu nie wpływa na zmniejszenie stabilności przedniej stawów kolanowych u badmintonistów między 10-12 rokiem życia.

Pomimo naszych założeń i wyników prezentowanych w literaturze naukowej, iż wypady i lądowania po wyskoku w badmintonie mogą powodować uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego, nie zostało to potwierdzone w niniejszym badaniu. Natomiast, przeciwnie do założeń, stabilność przednia stawów kolanowych w grupie badanych uległa poprawie. Istnieje wiele czynników mogących wpływać na zmniejszenie ryzyka urazów stawu kolanowego i uszkodzeń więzadła krzyżowego przedniego, a jednym z najistotniejszych jest odpowiednia kontrola mięśniowo-nerwowa. Można zatem wnioskować, iż odpowiednie przygotowanie motoryczne i trening badmintonu ma korzystny wpływ na stabilność stawów kolanowych u młodych badmintonistów.

Wykazano także, że regularne uprawianie badmintonu nie wpływa na ogólny wynik końcowy oceny funkcjonalnej (FMS) u badmintonistów między 10 a 12 rokiem życia. Niemniej jednak wydaje się ważne, iż u większości osób w grupie badanych znacznej poprawie uległ test głębokiego przysiadu, który daje wiele informacji na temat sprawności aparatu ruchu. Najłabsze wyniki w grupie badanych oraz grupie kontrolnej uzyskiwano w teście „pompki”, co każe zastanowić się nad wykluczeniem tego testu w przypadku badań na podobnych grupach wiekowych z powodu jego niedostosowania do warunków fizycznych dzieci w tym wieku. Zmniejszone umiejętności wykonania tego zadania ruchowego nie są także ważnym wyznacznikiem zwiększonego ryzyka urazów kończyn dolnych.

Dodatkowo, nie stwierdza się zależności między przednią stabilnością stawów kolanowych, a wynikiem oceny funkcjonalnej (FMS) w grupie badmintonistów i grupie kontrolnej. Podczas trwania naszych badań żaden z zawodników nie doznał urazu. Nie doszło do częściowego lub całkowitego uszkodzenia WKP, co wiąże się z przednią niestabilnością stawu kolanowego. W grupie kontrolnej także nie wykryto żadnej zależności. W związku z tym nie można stwierdzić, na podstawie naszych badań, że wynik ≤ 14 punktów w FMS może wpływać na stabilność stawów kolanowych.

Ponadto nie uwidoczniły się różnice istotne statystycznie pomiędzy chłopcami, a dziewczętami w aspekcie rozpatrywanych zmiennych. Pozwala nam to zatem wnioskować, iż płeć nie ma związku ze stabilnością przednią stawów kolanowych oraz nie wpływa na ogólny wynik oceny funkcjonalnej.

Naszym zdaniem mnogość korzyści wynikających z uprawiania badmintonu powinna być wykorzystana do promowania nie tylko tej dyscypliny sportowej, ale przede wszystkim ogólnej aktywności fizycznej wśród dzieci, która wpływa na poprawę stanu zdrowia i utrzymania dobrego samopoczucia i wysokiej samooceny.

7 WNIOSKI

Na podstawie wyników otrzymanych z przeprowadzonych badań, ich analizy oraz w oparciu o zgromadzoną literaturę, sformułowano następujące wnioski:

1. Regularne uprawianie badmintonu nie wpływa na zmniejszenie stabilności przedniej stawów kolanowych u badmintonistów między 10 a 12 rokiem życia.
2. Regularne uprawianie badmintonu wpływa na wyniki oceny funkcjonalnej (FMS) u badmintonistów między 10 a 12 rokiem życia. Wynik nie jest jednak istotnie statystyczny. Poprawie uległ głównie test głębokiego przysiadu.
3. Nie istnieje związek między przednią stabilnością stawów kolanowych, a wynikiem oceny funkcjonalnej (FMS) w grupie badmintonistów i grupie kontrolnej.
4. Nie uwidoczniły się różnice istotne statystycznie pomiędzy chłopcami, a dziewczętami w aspekcie rozpatrywanych zmiennych.

8 STRESZCZENIE:

Wpływ uprawiania badmintonu na przednią stabilność stawów kolanowych u badmintonistów między 10 a 12 rokiem życia

Wprowadzenie: Uszkodzenie więzadła krzyżowego przedniego (WKP), na skutek urazu stawu kolanowego, jest bardzo częstym zjawiskiem zwłaszcza wśród osób aktywnych fizycznie. Powoduje to duże zainteresowanie tym tematem zarówno wśród lekarzy ortopedów, jak i fizjoterapeutów. Uszkodzenie więzadła krzyżowego przedniego może prowadzić do zaburzenia stabilności stawu kolanowego. Skręcenia stawów i uszkodzenia więzadeł kończyn dolnych są najczęstszym urazem dotyczącym młodych graczy badmintonu. W literaturze opisywane są dwa mechanizmy urazu, podczas których dochodzi do uszkodzenia WKP u badmintonistów: lądowanie po wyskoku oraz wypady.

Cel pracy: Celem prowadzonych badań była ocena wpływu uprawiania badmintonu na przednią stabilność stawów kolanowych u badmintonistów między 10-12 rokiem życia. Dodatkowo badani zostali poddani ocenie funkcjonalnej FMS.

Material i metody: Badaniem objęto grupę 116 osób między 10, a 12 rokiem życia. Grupę badaną stanowiło 68 osób regularnie uprawiających badminton. Grupa kontrolna liczyła 48 osób nieuprawiających regularnie żadnej dyscypliny sportowej w sposób profesjonalny. Grupy były jednorodne pod względem płci.

Wyniki: W oparciu o wyniki przeprowadzonych badań stwierdzono, iż regularne uprawianie badmintonu nie wpływa na zmniejszenie stabilności przedniej stawów kolanowych u badmintonistów między 10-12 rokiem życia. Wykazano także, że regularne uprawianie badmintonu nie wpływa na ogólny wynik końcowy oceny funkcjonalnej (FMS) u badmintonistów między 10-12 rokiem życia. Dodatkowo, nie stwierdza się zależności między przednią stabilnością stawów kolanowych, a wynikiem oceny funkcjonalnej (FMS) w grupie badmintonistów i grupie kontrolnej. Ponadto nie uwidoczniły się różnice istotne statystycznie pomiędzy chłopcami, a dziewczętami w aspekcie rozpatrywanych zmiennych

Słowa kluczowe: więzadło krzyżowe przednie, artrometria, ocena funkcjonalna, FMS, badminton

SUMMARY:

Influence of badminton training on anterior knee stability in badminton players between 10 and 12 years old

Background: The Anterior cruciate ligament (ACL) tear is a very common injury especially in athletes and physically active people and for that reason it is a very interesting topic for orthopedics and physiotherapists. The ACL tear can lead to knee joint instability. Most frequent injuries among young badminton players are torsional injuries and ruptures of lower limb ligaments. There are two main mechanisms of the ACL tear that are described in the literature during which this injury occurs: landing after a jump and dynamic lunges.

Purpose: The purpose of this study was to evaluate the influence of badminton training on sagittal knee stability in young badminton players aged from 10 to 12 years old. Additionally subjects were tested using the Functional Movement Screen (FMS).

Material and methods: One hundred sixteen children (aged 10 to 12) were included in this study. The study group consisted of 68 children, practicing badminton on a regular basis. The control group included 48 children who did not practice any sport.

Results: The results indicated that regular practice of badminton did not influence sagittal knee stability in players aged between 10 to 12 years old. It was also demonstrated that regular training of badminton did not influence the final score in the FMS in badminton players. Additionally, based on the results of this study there was no relationship between the FMS score and frontal knee stability in both groups. There were no significant differences between boys and girls in the variables considered.

Keywords: anterior cruciate ligament, arthrometry, functional movement screen, FMS, badminton

9. SPIS RYCIN, TABEL I WYKRESÓW

SPIS RYCIN

Rycina 1. Ustawienie kończyny dolnej sprzyjające uszkodzeniu WKP (Counts i wsp. 2007: 944).	14
Rycina 2. Mechanizm uszkodzenia WKP lewej kończyny dolnej podczas lądowania po wyskoku. Uszkodzenie WKP w lewym stawie kolanowym nastąpiło najprawdopodobniej w momencie kontaktu stopy z podłożem. Staw skokowy ustawiony był w pronacji, a staw kolanowy znajdował się w pozycji niewielkiego zgięcia, a także koślawienia z zewnętrzną rotacją goleni (D i E) (Kimura i wsp. 2010).....	17
Rycina 4. Artrometr GNRB. Źródło własne.....	21
Rycina 5. Graficzne przedstawienie wyniku przykładowego badania artrometrycznego.	22
Rycina 6. Badanie artrometryczne - sposób ułożenia kończyny dolnej. Źródło własne.....	23
Rycina 7. Sprzęt do oceny funkcjonalnej FMS. Źródło własne.	27

SPIS TABEL

Tabela 1. Charakterystyka grupy badanej oraz kontrolnej.	20
Tabela 2. FMS – kryteria oceny funkcjonalnej. Źródło własne.....	30
Tabela 3. Statystyki opisowe rozkładu wartości zmiennych w grupie badanej-dziewczęta . 33	
Tabela 4. Statystyki opisowe rozkładu wartości zmiennych w grupie kontrolnej – dziewczęta.....	33
Tabela 5. Statystyki opisowe rozkładu wartości zmiennych w grupie badanej - chłopcy.....	34
Tabela 6. Statystyki opisowe rozkładu wartości zmiennych w grupie kontrolnej – chłopcy.....	34
Tabela 7. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych stabilności.....	35
Tabela 8. Wartości indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych w grupie badanych dziewcząt.....	36
Tabela 9. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych stabilności w grupie badanej – chłopcy... ..	36

Tabela 10. Wartości indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych w grupie badanych chłopców.....	37
Tabela 11. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych stabilności w grupie kontrolnej – dziewczęta.....	37
Tabela 12. Wartości indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych w grupie kontrolnej dziewcząt... ..	38
Tabela 13. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych stabilności w grupie kontrolnej – chłopcy.....	39
Tabela 14. Wartości indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych w grupie kontrolnej chłopców.....	40
Tabela 15. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych „FMS”	40
Tabela 16. Wartości indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych zmiennej „FMS” w grupie badanych dziewcząt.....	41
Tabela 17. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych „FMS” w grupie badanej – chłopcy.....	42
Tabela 18. Wartości indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych zmiennej „FMS” w grupie badanych chłopców.....	43
Tabela 19. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych „FMS” w grupie badanej – dziewczęta.....	43
Tabela 20. Wartości indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych zmiennej „FMS” w grupie kontrolnej dziewcząt.....	44
Tabela 21. Przyrosty absolutne wartości pomiarowych „FMS” w grupie kontrolnej – chłopcy.....	45
Tabela 22. Wartości indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych zmiennej „FMS” w grupie kontrolnej chłopców.....	46
Tabela 23. Wynik analizy testem t Studenta w grupie badanej dziewcząt.....	46
Tabela 23a. Tabele licznosci zmiennej „stabilność przednia 1” i „stabilność przednia 2” w grupie badanej– dziewczyny.....	47
Tabela 24. Wynik analizy testem t Studenta w grupie kontrolnej dziewcząt.....	47
Tabela 24a. Tabele licznosci zmiennej „stabilność przednia 1” i „stabilność przednia 2” w grupie kontrolnej – dziewczyny.....	48
Tabela 25. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy grupą kontrolną, a badaną dziewcząt w wartościach „stabilność przednia 1” i „stabilność przednia 2	48

Tabela 26. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „Stabilność przednia 1” w poszczególnych grupach, z $p < 0,05$	49
Tabela 27. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „Stabilność przednia 2” w poszczególnych grupach, z $p < 0,05$	49
Tabela 28. Wynik analizy testem t Studenta w grupie badanej chłopców ..	49
Tabela 28a. Tabele licznosci zmiennej „stabilność przednia 1” i „stabilność przednia 2” w grupie badanej – chłopcy.....	50
Tabela 29. Wynik analizy testem t Studenta w grupie kontrolnej chłopców.....	50
Tabela 29a. Tabele licznosci zmiennej „stabilność przednia 1” i „stabilność przednia 2” w grupie kontrolnej – chłopcy.....	51
Tabela 30. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy grupą kontrolną, a badaną chłopców w wartościach „stabilność przednia 1” i „stabilność przednia 2”.....	51
Tabela 31. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „Stabilność przednia 1” w poszczególnych grupach, z $p < 0,05$	52
Tabela 32. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „Stabilność przednia 2” w poszczególnych grupach, z $p < 0,05$	52
Tabela 33. Wynik analizy testem t Studenta w grupie badanej dziewcząt.....	52
Tabela 33a. Tabele licznosci zmiennej „FMS 1” i „FMS 2” w grupie badanej – dziewczyny.....	53
Tabela 34. Wynik analizy testem t Studenta w grupie kontrolnej dziewcząt.....	53
Tabela 34a. Tabele licznosci zmiennej „FMS 1” i „FMS 2” w grupie kontrolnej – dziewczyny.....	53
Tabela 35. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy grupą kontrolną, a badaną dziewcząt w wartościach „FMS 1” i „FMS 2.....	54
Tabela 36. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „FMS 1” w poszczególnych grupach, z $p < 0,05$	54
Tabela 37. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „FMS 2” w poszczególnych grupach, z $p < 0,05$	54
Tabela 38. Wyniki analizy testem t Studenta w grupie badanej chłopców.....	55
Tabela 38a. Tabele licznosci zmiennej „FMS 1” i „FMS 2” w grupie badanej – chłopców.....	55

Tabela 39. Wyniki analizy testem t Studenta w grupie kontrolnej chłopców.....	55
Tabela 39a. Tabele licznosci zmiennej „FMS 1” i „FMS 2” w grupie kontrolnej – chłopców.....	56
Tabela 40. Wynik analizy wariancji ANOVA w celu określenia istotnych różnic pomiędzy grupą kontrolną, a badaną chłopców w wartościach „FMS 1” i „FMS 2”.....	56
Tabela 41. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „FMS 1” w poszczególnych grupach z $p<0,05$	57
Tabela 42. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „FMS 2” w poszczególnych grupach z $p<0,05$	57
Tabela 43. Wynik analizy korelacji w grupie badanej dziewcząt.....	57
Tabela 44. Wynik analizy korelacji w grupie kontrolnej dziewcząt.....	57
Tabela 45. Wynik analizy korelacji w grupie badanej chłopców.....	58
Tabela 46. Wynik analizy korelacji w grupie kontrolnej chłopców.....	58
Tabela 47. Wynik analizy wariancji ANOVA pomiędzy dziewczętami i chłopcami w grupach badanych.....	58
Tabela 48. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „Stabilność przednia 1” w poszczególnych grupach z $p<0,05$	59
Tabela 49. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „Stabilność przednia 2” w poszczególnych grupach z $p<0,05$	59
Tabela 50. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „FMS 1” w poszczególnych grupach z $p<0,05$	60
Tabela 51. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „FMS 2” w poszczególnych grupach z $p<0,05$	60
Tabela 52. Wynik analizy wariancji ANOVA pomiędzy dziewczętami i chłopcami w grupach kontrolnych.....	62
Tabela 53. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „Stabilność przednia 1” w poszczególnych grupach z $p<0,05$	63
Tabela 54. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „Stabilność przednia 2” w poszczególnych grupach z $p<0,05$	63
Tabela 55. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „FMS 1” w poszczególnych grupach z $p<0,05$	63
Tabela 56. Test post-hoc RIR Tukeya dla zmiennej „FMS 2” w poszczególnych grupach z $p<0,05$	63

SPIS WYKRESÓW

Wykres 1. Wartości rzeczywiste przyrostów absolutnych badanej zmiennej (wartości w mm)	35
Wykres 2. Wartości rzeczywiste przyrostów absolutnych badanej zmiennej (wartości w mm).....	36
Wykres 3. Wartości rzeczywiste przyrostów absolutnych badanej zmiennej (wartości w mm).....	38
Wykres 4. Wartości rzeczywiste przyrostów absolutnych badanej zmiennej (wartości w mm).....	39
Wykres 5. Wartości rzeczywiste przyrostów absolutnych badanej zmiennej (wartości w pkt).....	41
Wykres 6. Wartości rzeczywiste przyrostów absolutnych badanej zmiennej (wartości w pkt).....	42
Wykres 7. Wartości rzeczywiste przyrostów absolutnych badanej zmiennej (wartości w pkt).....	44
Wykres 8. Wartości rzeczywiste przyrostów absolutnych badanej zmiennej (wartości w pkt).....	45
Wykres 9. Wynik analizy wariancji pomiędzy grupami badanymi dziewcząt i chłopców z uwzględnieniem zmiennej „Stabilność przednia 1”	60
Wykres 10. Wynik analizy wariancji pomiędzy grupami badanymi dziewcząt i chłopców z uwzględnieniem zmiennej „Stabilność przednia 2”.....	61
Wykres 11. Wynik analizy wariancji pomiędzy grupami badanymi dziewcząt i chłopców z uwzględnieniem zmiennej „FMS 1”	61
Wykres 12. Wynik analizy wariancji pomiędzy grupami badanymi dziewcząt i chłopców z uwzględnieniem zmiennej „FMS 2”	62
Wykres 13. Wynik analizy wariancji pomiędzy grupami kontrolnymi dziewcząt i chłopców z uwzględnieniem zmiennej „Stabilność przednia 1”	64
Wykres 14. Wynik analizy wariancji pomiędzy grupami kontrolnymi dziewcząt i chłopców z uwzględnieniem zmiennej „Stabilność przednia 2”	64

Wykres 15. Wynik analizy wariancji pomiędzy grupami kontrolnymi dziewcząt i chłopców z uwzględnieniem zmiennej „FMS 1”	65
Wykres 16. Wynik analizy wariancji pomiędzy grupami kontrolnymi dziewcząt i chłopców z uwzględnieniem zmiennej „FMS 2”	65

10. BIBLIOGRAFIA

1. Adamczyk J, Antoniak B, Boguszewski D, Siewierski M. The physical fitness and safety falling skills of karatekas. *Journal of Combat Sports and Martial Arts*. 2012, 1(2), 53-58.
2. Adamczyk JG, Peplowski M, Boguszewski D, Białoszewski D. Ocena funkcjonalna zawodników uprawiających podnoszenie ciężarów z zastosowaniem testu Functional Movement Screen. *Medycyna Sportowa*. 2012, 4(4): 267-276.
3. Ageberg E. Consequences of a ligament injury on neuromuscular function and relevance to rehabilitation — using the anterior cruciate ligament injured knee as model. *J Electromyography and Kinesiology*. 2002, 12: 205–212.
4. Akhtar S, Shah A, Ansari MA, Qambrani MR. The Occurrence of knee injury in badminton. Case study of Sindh. *The Shield*. 2014, 9.
5. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lazaro-Haro C, Cugat R. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer player. Part 1: Mechanism of injury and underlying risk factors. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*. 2009.17(7): 705-729
6. Almeida G, Luz C, Martins R. Do Children Accurately Estimate Their Performance of Fundamental Movement Skills? *Journal of Motor Learning and Development*. 2017, 5: 193-206.
7. Amis A, Firer P, Mountney J, Senavongse W, Thomas N. Anatomy and biomechanics of the medial patellofemoral ligament. *The Knee*. 2003, 10: 215–20.
8. Amis A. The functions of the fibre bundles of the anterior cruciate ligament in anterior drawer, rotational laxity and the pivot shift. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*. 2012, 20(4): 613-620.
9. Anderson B, Kellie Bliven H. Neumann M. Functional Movement Screen™ Differences Between Male and Female Secondary School Athletes *The Journal of Strength and Conditioning Research*. 2014, 29(4).
10. Aptowicz J, Lemiesz G, Ciesiun P, Biernat R, Mrozowska A. Zastosowanie FMS (Functional Movement Screen) do oceny ruchomości funkcjonalnej na przykładzie zawodników uprawiających taekwondo olimpijskie. *Szkice humanistyczne*. Olsztyn 2010, 10(4): 265-276.

11. Arastu MH, Grange S, Twyman R. Prevalence and consequences of delayed diagnosis of anterior cruciate ligament ruptures. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*. 2015, 23(4): 1201–54.
12. Arendt EA, Bershadsky B, Agel J. Periodicity of noncontact anterior cruciate ligament injuries during the menstrual cycle. *The Journal of Gender-Specific Medicine*. 2002, 5(2): 19-26.
13. Ashvin T. A Biomechanical Interpretation Of The Non-Contact Anterior Cruciate Ligament Injury Department of Chemical and Materials Engineering The University of Auckland. New Zealand 2012.
14. Bańkosz Z, Nawara H, Ociepa M. Assessment of simple reaction time in badminton players. *TRENDS in Sport Sciences*. 2013, 1(20): 54-61.
15. Bell DR, Blackburn JT, Hackney AC, Marshall SW, Beutler AI, Padua D.A. Jump-landing biomechanics and knee-laxity change across the menstrual cycle in women with anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Athletic Training*. 2014, 49(2): 154-162.
16. Bell DR, Padua DA, Clark MA. Muscle strength and flexibility characteristics of people displaying excessive medial knee displacement. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2008, 89(7): 1323 8.
17. Beynon BD, Johnson RJ, Braun S. The relationship between menstrual cycle phase and anterior cruciate ligament injury: a casecontrol study of recreational alpine skiers. *The American Journal of Sports Medicine*. 2006, 34(5): 757–764.
18. Biabanimoghadam M, Motealleh A, Cowan SM. Core muscle recruitment pattern during voluntary heel raises is different between patients with patellofemoral pain and healthy individuals. *The Knee*. 2016, 23(3): 382 6.
19. Boguszewski D, Suchcicka B, Adamczyk J, Białoszewski D. The functional efficiency and incidence of injuries in men practicing aikido. Pilot study, *Journal of Combat Sports and Martial Arts*. 2013, 1(2): 67-73.
20. Bonazza NA, Smuin D, Onks CA, Silvis ML, Dhawan A. Reliability, validity, and injury predictive value of the Functional Movement Screen: a systematic review and meta-analysis. *The American Journal of Sports Medicine*. 2017, 45(3): 725–732.
21. Brotzman SB, Wilk KE. Rehabilitacja ortopedyczna. Tom 2. Wyd. 1 pol. Elsevier Urban & Partner. Wrocław 2008.

22. Brouwer GM, van Tol AW, Bergink AP, Belo JN, Bernsen RMD, Reijman M, Bierma-Zeinstra SMA. Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. *Arthritis and Rheumatism*. 2007, 56(4): 1204
23. Butler RJ, Plisky PJ, Southers C, Scoma C, Kiesel KB. Biomechanical analysis of the different classifications of the Functional Movement Screen deep squat test. *Sports Biomechanics/ International Society of Biomechanics in Sports*. 2010, 9(4): 270-9.
24. Chen B, Damon M, Winson CC Lee, Lam WK. High-intensity stepwise conditioning programme for improved exercise responses and agility performance of a badminton player with knee pain. *Sports Science*. 2015, 16(1): 80-85.
25. Chen B, Damon M, Winson CC Lee, Lam WK. High-intensity stepwise conditioning programme for improved exercise responses and agility performance of a badminton player with knee pain. *Physical Therapy in Sport*. 2015, 16(1): 80-85.
26. Chorba RS, Chorba DJ, Bouillon LE, Overmyer CA, Landis JA. Use of a functional movement screening tool to determine injury risk in female collegiate athletes. *North American Journal of Sports Physical Therapy*. 2010, 5(2): 47-54.
27. Christel PS, Akgun U, Yasar T, Karahan M, Demirel B. The contribution of each anterior cruciate ligament bundle to the Lachman test: a cadaver investigation. *The Bone and Joint Surgery Journal*. 2012, 94(1): 68-74.
28. Chudecka M, Lubkowska, A, Krupecki K. The Use of Thermal Imaging in the Evaluation of the Symmetry of Muscle Activity in Various Types of Exercises (Symmetrical and Asymmetrical). Section II Exercise Physiology & Sports Medicine. 2015, 49(2): 141-147.
29. Cichanowski HR, Schmitt JS, Johnson RJ, Niemuth PE. Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2007, 39(8): 1227-32.
30. Cinar-Medeni O, Baltaci G, Bayramlar K, Yanmis I. Core Stability, Knee Muscle Strength, and Anterior Translation Are Correlated with Postural Stability in Anterior Cruciate Ligament-Reconstructed Patients. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2015, 94(4): 280.
31. Claes S, Vereecke E, Maes M, Victor J, Verdonk P, Bellemans J. Anatomy of the anterolateral ligament of the knee. *Journal of Anatomy*. 2013, 223(4): 321-328.

32. Clifton R, Grooms R, Onate J. Overhead deep squat performance predicts functional movement screen score. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 2015, 10(5): 622–627.
33. Cook G. *Functional Movement Screen: Home Study Course Manual*. 2011.
34. Counts JR, Bolgla LA, Ireland ML. Female Issues in Sport: Risk Factors and Prevention of ACL Injuries. *Practical Orthopaedic Sports Medicine & Arthroscopy*. 2007: 939-950.
35. Craig E. Risk factors associated with non-contact anterior cruciate ligament injury: a systematic review. *The international Journal of Sports Physical Therapy*. 2018, 13(4): 586.
36. Cuchna JW, Hoch MC, Hoch JM. The interrater and intrarater reliability of the functional movement screen: a systematic review with meta-analysis. *Phys Ther Sport*. 2016, 19:57–65.
37. Dabholkar TA, Dabholkar AS, Sachiwala D. Correlation of the core stability measures with the hip strength and functional activity level in knee osteoarthritis. *International Journal of Therapies & Rehabilitation Research*. 2016, 5 (5): 37-43.
38. Davis TJ, Shelbourne KD, Klootwyk TE. Correlation of the intercondylar notch width of the femur to the width of the anterior and posterior cruciate ligaments. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 1999, 7(4): 209-214.
39. Dawson CK, Suero, EM, Pearle. Variability in knee laxity in anterior cruciate ligament deficiency using a mechanized model. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*. 2013, 21(4): 784-788.
40. Devgan A, Singh A. Arthroscopic anatomical double bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective longitudinal study. *The Indian Journal Orthopedic*. 2015, 49(2): 136-142.
41. Di Stasi SL, Hartigan EH, Snyder-Mackler L. Unilateral stance strategies of athletes with ACL deficiency. *Journal of Applied Biomechanics*. 2012, 28(4): 374-386.
42. Dragoo JL, Lee RS, Benhaim P, Finerman GA, Hame SL. Relaxin receptors in the human female anterior cruciate ligament. *The American Journal of Sports Medicine*. 2003, 31(4): 577-58.
43. Dragoo JL, Padrez K, Workman R, Lindsey DP. The effect of relaxin on the female anterior cruciate ligament: Analysis of mechanical properties in an animal model. *The Knee*. 2009, 16(1): 69-72.

44. Duffey MJ, Martin DF, Cannon DW, Craven T, Messier SP. Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2000, 32(11): 1825-32.
45. Duncan MJ, Stanley M, Wright SL. The association between functional movement and overweight and obesity in British primary school children. *BMC Sports Science, Medicine & Rehabilitation*. 2013, 5(11).
46. Elias JJ, Cech JA, Weinstein DM, Cosgrea AJ. Reducing the lateral force acting on the patella does not consistently decrease patellofemoral pressures. *The American Journal of Sports Medicine*. 2004, 32(5): 1202-8.
47. Faryniarz DA, Bhargava M, Lajam C, Attia ET, Hannafin JA. Quantitation of estrogen receptors and relaxin binding in human anterior cruciate ligament fibroblasts. *In Vitro Cellular and Developmental Biology Animal*. 2006, 42(7): 176-181.
48. Fleming BC, Brattbakk, Peura GD, Badger GJ, Beynon BD. Measurement of anterior-posterior knee laxity: a comparison of three techniques. *Journal of Orthopaedic Research*. 2002, 20: 421-426.
49. Fleming BC, Peura GD, Abate JA, Beynon BD. Accuracy and repeatability of Roentgen stereophotogrammetric analysis (RSA) for measuring knee laxity in longitudinal studies. *Journal of Biomechanics*. 2001, 34: 1355-1359.
50. Flynn JM, Mackenzie W, Kolstad K, Sandifer E, Jawad AF, Galinat B. Objective evaluation of knee laxity in children. *The Journal of Pediatric Orthopaedics*. 2000, 20(2): 259-63.
51. Frohm A, Heijne A, Kowalski J, Svensson P, Myklebust G. A nine-test screening battery for athletes: a reliability study: a nine-test screening battery for athletes. *Scandinavian Journal of Medicine & Science Sports*. 2012, 22(3): 306-315.
52. Ganko A, Engebretsen L, Ozer H. The Rolimeter: a new arthrometer compared with the KT1000. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2000, 8: 36-39.
53. Gehring D, Melnyk M, Gillhofer A. Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. *Clinical Biomechanics Journal*. 2009, 24: 82-87.
54. Georgoulis AD, Pappa L, Moebius U, Malamou-Mitsi V, Pappa S, Papageorgiou CO. The presence of proprioceptive mechanoreceptors in the remnants of the ruptured ACL as a possible source of re-innervation of the ACL autograft. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy*. 2001, 9(6): 364-8.

55. Gibbon SGT, Comerford MJ. Strength versus stability: Part 1: Concept and terms. *Orthopaedic Division Review*. 2001; 21 2.7.
56. Giulio S, Bianchedi RD. The Science of Fencing. *Sports Med*. 2008, 38(6): 465-481.
57. Górecki A. Uszkodzenia stawu kolanowego. 2. wyd. Wydawnictwo Lekarski PZWL. Warszawa 2002.
58. Gribble PA, Brigle J, Pietrosimone BG, Pfile KR, Webster KA. Intrarater Reliability of the Functional Movement Screen. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2013, 27(4): 978–981.
59. Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynnon BD, Demaio M, Yu B. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. *The American Journal of Sports Medicine*. 2006, 34(9): 1512–1523.
60. Haim A, Yaniv M, Dekel S, Amir H. Patellofemoral pain syndrome: validity of clinical and radiological features. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2006, 451(451): 223–238.
61. Hamlet WP, Liu SH, Panossian V, Finerman GA. Primary immunolocalization of androgen target cells in the human anterior cruciate ligament. *Journal of Orthopaedic Research*. 1997, 15(5): 657-663.
62. Hawkins D, Metheny J. Overuse injuries in youth sports: biomechanical considerations. *Medicine and Science Sports & Exercise*. 2001, 33(10): 1701–1707.
63. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, Succop P. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*. 2005, 33(4): 492–501.
64. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Paterno MV, Quatman CE. Mechanisms, prediction, and prevention of ACL injuries: cut risk with three sharpened and validated tools. *Journal of Orthopaedic Research*. 2016, 34(11): 1843–1855.
65. Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. *The American Journal of Sports Medicine*. 2006, 34(2): 299–311.
66. Hewett TE, Torg JS, Boden BP. Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and

- knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *British Journal of Sports Medicine*. 2009, 43(6): 417-22.
67. Hinshaw TJ, Davis DJ, Layer JS, Wilson MA, Zhu Q, Dai B. Mid-flight lateral trunk bending increased ipsilateral leg loading during landing: a center of mass analysis. *The Journal of Sports Science*. 2018, 30: 1-10.
 68. Hinton RY, Rivera VR, Pautz MJ, Sponseller PD. Ligamentous laxity of the knee during childhood and adolescence. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 2008, 28(2): 184-7.
 69. Hodges PW, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Physical Therapy*. 1997, 77: 132-142.
 70. Hole RL, Lintner DM, Kamaric E, Moseley JB. Increased tibial translation after partial sectioning of the anterior cruciate ligament. The posterolateral bundle. *The American Journal of Sports Medicine*. 1996, 24(4): 556-60.
 71. Hollman JH, Ginos BE, Kozuchowski J, Vaughn AS, Krause DA, Youdas JW. Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and hip-muscle recruitment during a single-limb step-down. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2009, 18(1): 104-17.
 72. Hong Y, Wang SJ, Lam WK, Cheung Tak-Man J. Kinetics of badminton lunges in four directions. *Journal of Applied Biomechanics*. 2014, 30(1): 113-118.
 73. Hoy K, Lindblad BE, Terkelsen CJ, Helleland HE. Badminton injuries - a prospective epidemiological and socioeconomic study. *British Journal of Sports Medicine*. 1994, 28(4): 276-279.
 74. Hu X, Li JX, Hong Y, Wang L. Characteristics of plantar loads in maximum forward lunge tasks in badminton. *Plos One*. 2015, 10(9): 1-11.
 75. Hu X, Li JX, Hong Y, Wang Y. Characteristics of Plantar Loads in Maximum Forward Lunge Tasks in Badminton. *PLoS ONE*. 2015, 10(9).
 76. Huang MT, Lee HH, Lin CF, Tsai YJ, Liao JC. How does knee pain affect trunk and knee motion during badminton forehand lunges. *Journal of Sports Sciences*. 2014, 32(7): 690-700.
 77. Huang MT, Lee HH, Lin CF, Tsai YJ, Liao JC. How does knee pain affect trunk and knee motion during badminton forehand lunges? *Journal of Sports Sciences*. 2014, 32(7): 690-700.

78. Huang PY, Chen WL, Lin CF, Lee HJ. Lower extremity biomechanics in athletes with ankle instability after a 6-week integrated training program. *Journal of Athletic Training*. 2014, 49(2): 163-172.
79. Hull ML, Berns GS, Varma H, Patterson HA. Strain in the medial collateral ligament of the human knee under single and combined loads. *Journal of Biomechanics*. 1996, 29(2): 199–206.
80. Janda V. Assessment and treatment of muscle imbalance. *Human Kinetics*. 2010.
81. Jang HS, Kim D, Park J. Immediate effects of different types of stretching exercises on badminton jump smash. *The Journal Of Sports Medicine And Physical Fitness*. 2018, 58 (7-8).
82. Jaworski J, Lech G, Żak M, Madejski E, Szczepanik K. The level of selected coordination abilities in badminton players at various ages and sport skill levels as compared to non-athletes. *Baltic Journal of Health and Physical Activity*. 2017, 9(3): 33-43.
83. Jenny BI, Pulieroa G, Schockmel CS, Harnoist DP. Clavert Experimental validation of the GNRB® for measuring anterior tibial translation. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2017.
84. Jeong UC, Sim JH, Kim CY, Hwang-Bo G, Nam CW. The effects of gluteus muscle strengthening exercise and lumbar stabilization exercise on lumbar muscle strength and balance in chronic low back pain patients. *Journal Of Physical Therapy Science*. 2015, 27(12): 3813 6.
85. *Journal Of Orthopaedic Research: Official Publication Of The Orthopaedic Research Society*. 2016, 34(6): 961 8.
86. Kakarlapudi TK, Bickerstaff DR. Knee instability: isolated and complex. *British Journal of Sports Medicine*. 2000, 34(5): 395 6.
87. Kaplan L, Honkamp N, Kehoe R, Tueting J, McMahon PJ. Urazy stawu kolanowego w: *Medycyna sportowa. Współczesne metody diagnostyki i leczenia*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL. Warszawa 2009: 73-142.
88. Kiapour AM, Murray MM. Basic science of anterior cruciate ligament injury and repair. *Bone and Joint Research*. 2014, 3(2): 20–31.
89. Kiesel K, Plisky P, Butler R. Functional movement test scores improve following a standardized off-season intervention program in professional football players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2009, 21(2): 287 92.

90. Kimura Y, Ishibashi Y, Tsuda E, Yamamoto Y, Harehiko, Tsukada H., Satoshi T. Mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in badminton. *British Journal of Sports Medicine*. 2010, 44(15): 1124-1127 20.
91. Kimura Y, Ishibashi Y, Tsuda E, Yamamoto Y, Hayashi Y, Sato S. Increased knee valgus alignment and moment during single-leg landing after overhead stroke as a potential risk factor of anterior cruciate ligament injury in badminton. *British Journal of Sports Medicine*. 2012, 46(3): 207-213.
92. Kimura YE, Tsuda Y, Hiraga S, Maeda S, Sasaki E, Sasaki Y, Fujita Y, Ishibashi M, Makino. Trunk motion and muscular strength affect knee valgus moment during single-leg landing after overhead stroke in badminton. *British Journal of Sports Medicine*. 2014, 48(7): 560–674.
93. Kindel C, Challis JH. Joint moment-angle properties of the hip abductors and hip extensors. *Physiotherapy theory and practice*. 2017, 33(7): 568- 575.
94. Klouchea SN, Lefevrea BS, Cascuac S, Hermana BA, Geromettaa BY. Bohua Diagnostic value of the GNRB® in relation to pressure load for complete ACL tears: A prospective case-control study of 118 subjects. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2015, 101: 297–300.
95. Koga H, Nakamae A, Shima Y, Iwasa J, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R, Krosshaug T. Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *The American Journal of Sports Medicine*. 2010, 38(11): 2218-25.
96. Kroner K, Schmidt SA, Nielsen AB, Yde J, Jakobsen BW, Moller-Madsen B., Jensen J. Badminton injuries. *British Journal of Sports Medicine*. 1990, 24(2): 169-172.
97. Krosshaug, T, Nakamae A, Boden B, Engebretsen L, Smith G, Slauterbeck, J, Bahr, R. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *The American Journal of Sports Medicine*. 2007, 35(3): 359– 67.
98. Kuntze G, Mansfield N, Sellers W. A biomechanical analysis of common lunge tasks in badminton. *Journal of Sports Sciences*. 2010, 28(2): 183-191.
99. Kurihara Y, Masashi M, Ohsugi H, Kawabe N, Matsuda T. Survey of Sports Injuries of Elementary School Badminton Players. *Health Science*. 2018, 33(6):879–882.
100. Kuszewski M. Kontuzje i urazy sportowe- geneza i profilaktyka. Współczesny system szkolenia w sespołowych grach sportowych. Pod redakcją Adama Zająca i Jana Chmury. Katowice 2016.

101. Kweon Ch, Lederman E, Chhabra A. The Multiple Ligament Injured Knee: A Practical Guide to Management. Springer Science+Business Media. 2013.
102. Lam WK, Ding R, Qu Y. Ground reaction forces and knee kinetics during single and repeated badminton lunge. *Journal of Sports Sciences*. 2016.
103. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core Stability Measures as Risk Factors for Lower Extremity Injury in Athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2004, 36(6): 926–934.
104. Lefevre N, Bohu Y, Naouri JF, Klouche S, Herman S. Validity of GNRB(®) arthrometer compared to Telos™ in the assessment of partial anterior cruciate ligament tears. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*. 2013, 22.
105. Lemiesz G, Iwańczyk K, Biernat R, Godlewski J, Szymański M, Biernat U, Tajchman L, Sieklucka E. Zastosowanie testu funkcjonalnej oceny w praktyce. *Praktyczna Fizjoterapia i Rehabilitacja*. 2013, 39: 4-11.
106. Lephart S, Henry T. The physiological basis for open and closed kinetic chain rehabilitation for the upper and lower extremity. *Journal of Sports Rehabilitation*. 1992, 5: 71–87.
107. Levangie PK, Norkin CC. Joint structure and function: a comprehensive analysis. 4th ed. F.A. Davis Company. Philadelphia 2005.
108. Lin HC, Lai WH, Shih YF, Lo CY, Hsu HC. Physiological anterior laxity in healthy young females: The effect of knee hyperextension and dominance. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*. 2009, 17(9): 1083-1088.
109. Lintner DM, Kamaric E, Moseley JB, Noble PC. Partial tears of the anterior cruciate ligament. Are they clinically detectable? *The American Journal of Sports Medicine*. 1995, 23(1):111-118.
110. Logan C. Programming to Prevent ACL Injury. *Fitness Journal*. 2018, 15(4): 22.
111. Lorbach O, Kieb M, Brogard P, Maas S, Pape D, Seil R. Static rotational and sagittal knee laxity measurements after reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatology Arthroscopy*. (2012) 2012, 20(5): 844-850.
112. Lovering RM, Romani WA. Effect of testosterone on the female anterior cruciate ligament. *American Journal Physiology-Regulator Integrativ Company Physiology*. 2005, 289(1): 15-22.

113. Lun V, Meeuwisse WH, Stergiou P, Stefanyshyn D. Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. *British Journal of Sports Medicine*. 2004, 38(5): 576–80.
114. Lyle M, A. Valero-Cuevas FJ, Gregor, RJ, Powers CM. Lower extremity dexterity is associated with agility in adolescent soccer athletes. *Scandinavian Journal Medicine & Science in Sports*. 2015: 2015, 25(1): 81-88.
115. Macgregor K, Gerlach S, Mellor R, Hodges PW. Cutaneous stimulation from patella tape causes a differential increase in vasti muscle activity in people with patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society*. 2005, 23(2): 351 8.
116. Malinzak RA, Colby SM, Kirkendall DT, Yu B, Garrett WE. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 2001, 16(5): 438 45.
117. Markolf, K, Burchfield M, Shapiro M., Shepard F, Finerman G, Slauterbeck, J. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society*. 1995, 13(6): 930–5.
118. Maryama D, Nur Rasyiqah AR. Proximal Stability Assessment of Knee Osteoarthritis Patients. *Medicine & Health. Universiti Kebangsaan Malaysia*. 2018,13(2): 145-157 13.
119. Massimo G, Matthew C, Milligan P, Andrew A. The effect of thigh muscle activity on anterior knee laxity in the uninjured and anterior cruciate ligament-injured knee. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*. 2014, 22(11): 2821-2829.
120. Meghan Warren, Lininger M, Chimera N, Smith C. Utility of FMS to understand injury incidence in sports: current perspectives. *Open Access Journal of Sports Medicine*. 2018, 9: 171–182.
121. Meyer EG, Haut RC. Anterior cruciate ligament injury induced by internal tibial torsion or tibiofemoral compression. *Journal of Biomechanics*. 2008, 41(16).
122. Miao X, Huang H, Hu X, Li D, Yu Y, Ao Y. The characteristics of EEG power spectra changes after ACL rupture. *Institute of Sports Medicine, Peking University Third Hospital, Beijing. PLOS ONE*. 2017, 12(2).
123. Minick I, Kiesel K, Burton L, Taylor A, Plisky P, Butler R. Interrater Reliability of the Functional Movement Screen. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2010, 24(2): 479–486.

124. Minick KI, Kiesel KB, Burton L, Taylor A, Plisky P, Butler RJ. Interrater Reliability of the Functional Movement Screen. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2010, 24(2): 479–486.
125. Mizuno Y, Kumagai M, Mattessich SM, Elias JJ, Ramrattan N, Cosgarea AJ, Chao EYS. Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. 2001, 19.
126. Mountney J, Senavongse W, Amis A, Thomas. Tensile strength of the medial patellofemoral ligament before and after repair or reconstruction. *The Bone and Joint Journal*. 2005, 87: 36–40.
127. Mouton C, Seil R, Meyer T, Agostinis H. Combined anterior and rotational laxity measurements allow characterizing personal knee laxity profiles in healthy individuals. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*. 2015, 23(12): 3571–3577.
128. Mouton C, Theisen D, Meyer T, Agostinis H, Nührenbörger C, Pape D. Combined anterior and rotational knee laxity measurements improve the diagnosis of anterior cruciate ligament injuries. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*. 2015, 23: 2859–2867.
129. Myer GD, Ford KR, Hewett TE. New method to identify athletes at high risk of ACL injury using clinic-based measurements and freeware computer analysis. *British Journal of Sports Medicine*. 2011, 45(4): 238-244.
130. Myers TW. Taśmy anatomiczne. Meridiany Mięśniowo-Powięziowe dla Terapeutów Manualnych i Specjalistów Leczenia ruchem. Wydanie drugie. DB Publishing. Warszawa 2010.
131. Myklebust G, Engebretsen L, Braekken IH, Skjøelberg A, Olsen OE, Bahr R. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: a prospective intervention study over three seasons. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*. 2003, 13(2): 71–8.
132. Nesser T. Relationship Between Core Stability, Functional Movement, and Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2011, 252–261.
133. O'Connor F, Deuster P, Davis J, Pappas C, Knapik J. Functional movement screening: predicting injuries in officer candidates. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2011, 43(12): 2224–30.
134. Oatis CA. *Kineziology: The mechanics and pathomechanics of human movement* 1st ed Lippincott Williams & Wilkins, USA 2004.

135. O'Connor BL, Visco DM, Brandt KD, Myers SL, Kalasinski LA. Neurogenic acceleration of osteoarthritis. The effects of previous neurectomy of the articular nerves on the development of osteoarthritis after transection of the anterior cruciate ligament in dogs. *Journal Bone & Joint Surgery*. 1992, 74(3): 367–376.
136. Ogawa T, Kawashima N, Suzuki S, Nakazawa K. Asymmetrical Neural Adaptation in Lower Leg Muscles as a Consequence of Stereotypical Motor Training. *Journal of Motor Behavior*. 2012, 44(10): 63-68.
137. Okada T, Huxel KC, Nesser TW. Relationship Between Core Stability, Functional Movement, and Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2011, 25(1): 252–261.
138. Onate JA, Dewey T, Kollock RO, Thomas KS, Van Lunen BL, DeMaio M, Ringleb SI. Real-Time Intersession and Interrater Reliability of the Functional Movement Screen. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2012, 26(2): 408–415.
139. Oyeyemi A, Adewale A, Abegunde A. attitude and willingness of Nigerian physiotherapists to provide care for patients living with Acquired Immunodeficiency Syndrome. *Physiotherapy Reserch International*. 2008, 13(3): 176-188.
140. Padua DA, Bell DR, Clark MA. Neuromuscular characteristics of individuals displaying excessive medial knee displacement. *Journal of Athletic Training*. 2012, 47(5): 525-36.
141. Parenteau G.E., Gaudreault N, Chambers S, Boisvert C, Grenier A, Gagne G, Balg F. Functional movement screen test: A reliable screening test for young elite ice hockey players. *Physical Therapy in Sport*. 2013, 1-7.
142. Park WH, Kim DK, Yoo JC. Correlation between dynamic postural stability and muscle strength, anterior instability, and knee scale in anterior cruciate ligament deficient knees. *Archives of Orthopaedic & Trauma Surgery*. 2010, 130(8): 1018.
143. Parsons EM, Gee AO, Spiekerman C, Cavanagh PR. The biomechanical function of the anterolateral ligament of the knee. *The American Journal Sports of Medicine*. 2015, 43(3): 669–674.
144. Paszkewicz JR, McCarty CW, Van Lunen BL. Comparison of functional and static evaluation tools among adolescent athletes. *The Journal of Strength Conditioning Research*. 2013, 27: 2842–2850.

145. Peate WF, Bates G, Lunda K, Francis S, Bellamy K. Core strength: a new model for injury prediction and prevention. *Journal of Occupational Medicine and Toxicology*. 2017, 2: 3.
146. Peeler J, Leiter J, MacDonald P. Accuracy and reliability of anterior cruciate ligament clinical examination in a multidisciplinary sports medicine setting. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2010, 20(2): 80-85.
147. Peltier A, Lording T, Maubisson L, Ballis R. The role of the meniscotibial ligament in posteromedial rotational knee stability. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*. 2015, 23: 2967–2973.
148. Perry FT, Koehle MS. Normative data for the functional movement screen in middle-aged adults. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2013, (27): 458–462.
149. Peterson L, Renström P. *Sport injuries: their prevention and treatment*. 3rd ed. Taylor & Francis Group, London and New York. 2001.
150. Pettineo S. Female ACL Injury Prevention With a Functional Integration Exercise Model. *Strength & Conditioning Journal*. 2004, 26(1): 28 6.
151. Piva SR, Goodnite EA, Childs JD. Strength Around the Hip and Flexibility of Soft Tissues in Individuals With and Without Patellofemoral pain Syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2015, 35(12): 793–801.
152. Plaskiewicz A, Dylewska M, Hagner-Derengowska M. Functional Movement Screen, FMS, ocena funkcjonalna, rehabilitacja. *Journal of Education, Health and Sport*. 2015, 5(4): 90-101.
153. Post WR. Patellofemoral Pain. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2005, (436): 55–59.
154. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2010, 40(2): 42–51.
155. Rainer S. Flat ACL anatomy: fact no fiction. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy Journal*. 2015, 23: 3133–3135.
156. Reeves J, Hume P, Gianotti S, Wilson B, Ikeda E. Project Report A Retrospective Review from 2006 to 2011 of Lower Extremity Injuries in Badminton in New Zealand. *Sports ISSN 2075-4663*.
157. Renstrom P, Ljungqvist A, Arendt E, Beynonn, Garrett W, Georgoulis T, Hewett T, Micheli L, Myklebust G, Roos E, Shultz S, Werner S, Wojtys E. Non-contact

- ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *The British Journal of Sports Medicine*. 2008, 42(6): 394-412.
158. Riederman R, Wroble R, Grood E, Vanginkel L, Shaffer B. Reproducibility of the Knee Signature System. *The American Journal of Sports Medicine*. 1991, 19(6): 660-64.
159. Roberts D, Ageberg E, Andersson G, Fridén T. Clinical measurements of proprioception, muscle strength and laxity in relation to function in the ACL-injured knee. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*. 2007, 15(1): 9-16.
160. Robinson J, Carrat L, Granchi C, Colombet P. Influence of anterior cruciate ligament bundles on knee kinematics: clinical assessment using computer-assisted navigation. *The American Journal Sports of Medicine*. 2007, 35(12): 2006-2013.
161. Rohman EM, Macalena JA. Anterior cruciate ligament assessment using arthrometry and stress imaging. *Curren Reviews Musculoskelet Medicine*. 2016, 9(2): 130–138.
162. Rudy G, Sakane T, Kanamori, Woo S. The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *Journal of Biomechanics*. 1999, 32(4): 395–400.
163. Rzepka R. Wykorzystanie treningu funkcjonalnego w przygotowaniu motorycznym. Współczesny system szkolenia w sespołowych grach sportowych. Pod redakcją Adama Zająca i Jana Chmury. Katowice 2016.
164. Sacco, ICN, Konno GK, Rojas GB, Arnone AC, Pássaro ADC, Marques AP, Cabral CMN. Functional and EMG responses to a physical therapy treatment in patellofemoral syndrome patients. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2006, 16(2): 167 74.
165. Sakurai S, Ohtsuki T. Muscle activity and accuracy of performance of the smash stroke in badminton with reference to skill and practice. *Journal of Sports Sciences*. 2000, 18: 901-914 35.
166. Sarshin A, Mohammadi S, Hossein Be Pour S, Sedighy M. The effects of functional fatigue on dynamic postural control of badminton players. *Biology of Exercise*. 2011, 7(2):1-10.
167. Sarshin A, Mohammadi S, Sedighi M. The effects of functional fatigue on dynamic postural control of badminton players. *Journal of Bilyog of Exercise*. 2011, 7(2).

168. Sasaki S, Nagano Y, Ichikawa H. Loading differences in single-leg landing in the forehand- and backhand-side courts after an overhead stroke in badminton: A novel tri-axial accelerometer research. *Journal of Sports Sciences*. 2018, 36(24).
169. Schinkel-Ivy A, Burkhart TA, Andrews DM. Differences in distal lower extremity tissue masses and mass ratios exist in athletes of sports involving repetitive impacts. *Journal of sports sciences*. 2014, 32(6): 533-541.
170. Schneiders AG, Davidsson A, Hörman E, Sullivan SJ. Functional Movement Screen Normative Values in a Young, Active Population. *The International Journal of Sports Physical Therapy*. 2011, 6(2): 75-82.
171. Semay B, Rambaud A, Philippot R, Edouard P. Evolution of the anteroposterior laxity by GnRB at 6, 9 and 12 months post-surgical anterior cruciate ligament reconstruction. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2016, 59: 15-23.
172. Serpell BG, Scarvell JM, Pickering MR, Ball NB, Newman P, Perriman D, Warmenhoven J, Smith PN. Medial and lateral hamstrings and quadriceps co-activation affects knee joint kinematics and ACL elongation: a pilot study. Serpell et al. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2015, 16: 348.
173. Shu-Hang Yung P, Hing-Kwan Chan R, Chui-Yan Wong F, Wai-Ling Cheuk P, Tik-Pui Fong D. Epidemiology of injuries in Hong Kong elite badminton athletes. *Research in Sports Medicine*. 2007, 15(12): 133-146.
174. Shultz R, Anderson SC, Matheson GO, Marcello B, Besier T. Test-retest and interrater reliability of the functional movement screen. *Journal of Athletic Training*. 2013, 48(3): 331–6.
175. Shultz S, Dudley S, Kong Y. Identifying Multiplanar Knee Laxity Profiles and Associated Physical Characteristics. *Journal of Athletic Training*. 2012, 47(2): 159–169.
176. Shultz SA, Schmitz RJ, Cone JR, Henson RA, Montgomery MM, Pye ML, and Tritsch AJ. Changes in Fatigue, Multiplanar Knee Laxity, and Landing Biomechanics During Intermittent Exercise. *Journal of Athletic Training*. 2015 May, 50(5): 486–497.
177. Shultz SJ, Pye ML, Montgomery MM, Schmitz RJ. Associations between lower extremity muscle mass and multiplanar knee laxity and stiffness: a potential explanation for sex differences in frontal and transverse plane knee laxity. *American Journal of Sports Medicine*. 2012, 40(12): 2836–44.

178. Shultz SJ, Schmitz RJ, Benjaminse A, Chaudhari AM, Collins M, Padua DA. ACL Research Retreat VI: an update on ACL injury and prevention. *Journal of Athletic Training*. 2012, 47(5): 591-603.
179. Shultz SJ, Schmitz RJ, Cone JR, Henson RA, Montgomery MP, Michele LT, Amanda J. Changes in Fatigue, Multiplanar Knee Laxity and Landing Biomechanics During Intermittent Exercise. *Journal of Athletic Training*. 2015, 50(5): 486-497.
180. Shultz SJ, Schmitz RJ, Nguyen AD, Chaudhari AM, Padua DA, Mlean SG, Sigward SM. ACL Research Retreat V: an update on ACL injury risk and prevention. *Journal of Athletic Training*. 2010, 45(5): 499-508.
181. Sigward S, Pollard C, Powers M. The influence of sex and maturation on landing biomechanics: implications for anterior cruciate ligament injury *Scandinavian Journal of Medicine & Science Sports*. 2011, 22: 502–509.
182. Sigward, SM, Powers CM. The influence of gender on knee kinematics, kinetics and muscle activation patterns during side-step cutting. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 2006, 21(1): 41 8.
183. Sinclair J, Bottoms L. Gender specific ACL loading patterns during the fencing lunge: Implications for ACL injury risk. *Science & Sports*. 2019, 34(1): 31 5.
184. Smith AD, Stroud L, McQueen C. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 1991, 11(1): 77–82.
185. Sobera M. Symetryczność funkcji podporowej kończyn dolnych u osób trenujących sztukę walki capoeira. *Rozprawy naukowe Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu*. 2012: 126-130.
186. Sorenson E. Functional movement screen as a predictor of injury in high school basketball athletes *University of Oregon*. 2009.
187. Stepien-Słodkowska M, Ficek K, Zietek P, Kaczmarczyk M, Lubkowska W, Szark-Eckardt M, Cieszczyk P. Whether the combination of COL1A1 gene polymorphisms may be a marker of the risk of injury. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2012, 94(5): 385–93.
188. Stolarczyk A, Kalińska J, Nagraba Ł, Mitek T, Kołodziejski P. Postępowanie w uszkodzeniach więzadła krzyżowego przedniego. *Artroskopia i Chirurgia Stawów*. 2007, 3(2): 18–29.
189. Straton A, Carmen ENE V, Straton C, Gidu D. Laterality - Determinant Factors and Influences. *Science, Movement and Health*. 2012, 12(2): 491-495.

190. Szymczak D, Oleksy Ł, Wróbel K, Opaliński G. Możliwość oceny funkcjonalnej piłkarzy nożnych z wykorzystaniem testu FMS (Functional Movement Screen) – doniesienie wstępne. *Zamojskie Studia i Materiały*. 2010, 1(31).
191. Tagesson S, Oberg B, Kvist J. Passive and dynamic translation in the knee is not influenced by knee exercises in healthy individuals. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2005, 15(3): 139-47.
192. Tagesson S, Witvrouw E, Kvist J. Differences in knee joint stabilization between children and adults and between the sexes. *American Journal of Sports Medicine*. 2013, 41(3): 678-83.
193. Tajchman L, Sieklucka E. Zastosowanie testu funkcjonalnej oceny w praktyce. *Praktyczna Fizjoterapia i Rehabilitacja*. 2013, 39: 4-11.
194. Teyhen DS, Shaffer SW, Lorensen CL, Halfpap JP, Donofry DF, Walker MJ, Childs JD. The Functional Movement Screen: a reliability study. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2012, 42(6): 530-40.
195. Teyhen, D, Shaffer S, Lorensen W, Halfpap J, Donofry D, Walker M, Childs J. The Functional Movement Screen: a reliability study. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2012, 42(6): 530-40.
196. Torzilli PA, Panariello RA, Forbes A, Santner TJ, Warren RF. Measurement reproducibility of two commercial knee test devices. *Journal of Orthopaedic Research*. 1991, 9(5): 730-737.
197. Toy BJ, Morse DE, Yeasting RA, McCann P. Anatomy of the ACL: Influence on Anterior Drawer and Lachman Tests. *International Journal of Athletic Therapy and Training*. 1999, 4(2): 54-57.
198. Troy J, Blackburn, Norcross M, Cannon L, Steven M, Zinder M. Hamstrings Stiffness and Landing Biomechanics Linked to Anterior Cruciate Ligament Loading. *Journal Athletic Training*. 2013, 48(6): 764-772.
199. Tuca M, Haiter C, Potter H. Anterior cruciate ligament and intercondylar notch growth plateaus prior to cessation of longitudinal growth: an MRI observational study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2016, 24(3): 780-8.
200. Tyler TF, Nicholas SJ, Mullaney MJ, McHugh MP. The role of hip muscle function in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *The American Journal of Sports Medicine*. 2006, 34(4): 630-6.
201. van den Heuvel M, van Wegen E, de Goede C, Burgers-Bots I, Beek, PJ, Daffertshofer A, Kwakkel G. The effects of augmented visual feedback during

- balance training in Parkinson's disease: study design of a randomized clinical trial. *BioMed Central*. 2013, 13, 137.
202. Van Grinsven S, Van Cingel RE, Holla CJ, Van Loon CJ. Evidence-based rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*. 2010, 18: 1128–1144.
203. Vathrakokilis K, Malliou P, Gioftsidou A, Beneka A, Godolias G. Effects of a balance training protocol on knee joint proprioception after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2008, 21: 233–237.
204. Viehöfer AF, Gerber C, Favre P, Bachmann E, Snedeker JG. A larger critical shoulder angle requires more rotator cuff activity to preserve joint stability. *Journal Orthopaedic Research*. 2016, 34(6): 961 8.
205. Wang LI. The lower extremity biomechanics of single - and double-leg stop-jump tasks. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2011, 10(1): 151-156.
206. Wiertsema SH, van Hooff HJ, Migchelsen LA, Steultjens MP. Reliability of the KT1000 arthrometer and the Lachman test in patients with an ACL rupture. *The Knee*. 2015, 15: 107 11.
207. Willadsen EM, Zahn AB, Durall CJ. What Is the Most Effective Training Approach for Preventing Noncontact ACL Injuries in High School–Aged Female Athletes? *Journal of Sport Rehabilitation*. 2019, 28: 94-98.
208. Weir J. Quantifying Test-Retest Reliability Using The Intraclass Correlation Coefficient and the SEM. *The Journal of Strength and Conditioning Research*. 2005, 19(1):231-40.
209. Witvrouw E, Lysens R, Bellemans J, Cambier D, Vanderstraeten G. Intrinsic Risk Factors For the Development of Anterior Knee Pain in an Athletic Population. *The American Journal of Sports Medicine*. 2000, 28(4): 480–489.
210. Wojtys EM, Ashton-Miller JA, Huston LJ. A gender-related difference in the contribution of the knee musculature to sagittal-plane shear stiffness in subjects with similar knee laxity. *Bone & Joint Surgery American Journal*. 2002, 84(1): 10 6.
211. Wojtys, EM, Huston LJ, Taylor PD, Bastian SD. Neuromuscular adaptations in isokinetic, isotonic, and agility training programs. *The American Journal of Sports Medicine*. 1997, 24(2): 187

212. Yıldız S. Relationship between Functional Movement Screen and Athletic Performance in Children Tennis Players. *Universal Journal of Educational Research*. 2018, 6(8): 1647-1651.
213. Youdas JW, Adams KE, Bertucci JE, Brooks KJ, Nelson MM, Hollman JH. Muscle Activation Levels of the Gluteus Maximus and Medius During Standing Hip-Joint-Strengthening Exercises Using Elastic-Tubing Resistance. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2014, 23: 1-11.
214. Zahradniki D, Jandacka D, Farana R, HamilJ. Identification of types of landings after blocking in volleyball associated with risk of ACL injury. *European Journal of Sport Science*, 2017, 17(2): 241–248.
215. Zając A, Chmura J. Współczesne systemy szkolenia w zespołowych grach sportowych. *Akademia Wychowania Fizycznego im Jerzego Kukuczki w Katowicach*. Katowice 2016.
216. Zantop T, Herbort M, Raschke MJ, Fu FH, Petersen W. The role of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament in anterior tibial translation and internal rotation. *American Journal of Sports Medicine* 2007, 35(2): 223-227.
217. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in Neuromuscular Control of the Trunk Predict Knee Injury Risk. *American Journal of Sports Medicine*. 2007, 35(7): 1123-1130.
218. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. The Effects of Core Proprioception on Knee Injury: A Prospective Biomechanical Epidemiological Study. *The American Journal of Sports Medicine*. 2006, 35(3): 368– 373.
219. Zyroul R, Hossain MG, Azura M, Abbas AA, Kamarul T. Knee laxity of Malaysian adults: gender differentials, and association with age and anthropometric measures. *Gender Medicine*. 2014, 21(2): 557 62.