

Uniwersytet Jagielloński
Collegium Medicum
Wydział Nauk o Zdrowiu

Ewa Wodka-Natkaniec

WPŁYW UPRAWIANIA FUTBOLU AMERYKAŃSKIEGO
NA FUNKCJE STÓP

Praca doktorska

Promotor: Prof. dr hab. n. o zdrowiu Roman Nowobilski
Śp. Prof. dr hab. n. med. Tadeusz Gaździk

Promotor pomocniczy: dr n. med. Łukasz Niedźwiedzki

Miejsce wykonywania pracy: Katedra Ortopedii i Fizjoterapii oraz
Zakład Rehabilitacji w Chorobach Wewnętrznych; Instytut Fizjoterapii -
Wydział Nauk o Zdrowiu, Uniwersytet Jagielloński Collegium Medicum
Kierownik jednostki

Kraków, rok 2022

Serdeczne podziękowania kieruję do mojego pierwszego promotora Śp. Profesora dr hab. n. med. Tadeusza Gaździka, którego pomoc i wsparcie były kluczowym elementem do powstania niniejszej pracy.

Pragnę złożyć serdeczne podziękowania Panu Profesorowi dr hab. n. o zdrowiu Romanowi Nowobilskiemu za wspaniałą opiekę promotorską, poświęcony czas, życzliwość, zaangażowanie i nieocenioną pomoc podczas pisania niniejszej pracy.

Serdecznie dziękuję promotorowi pomocniczemu Panu dr n. med. Łukaszowi Niedźwiedzkiemu za wszelką pomoc, cenne wskazówki, zaangażowanie, zrozumienie, cierpliwość, życzliwość i nieocenione wsparcie.

Dziękuję serdecznie Profesorowi dr hab. n. med. Tadeuszowi Niedźwiedzkiemu za motywację i wsparcie podczas rozwoju na ścieżce naukowej.

WYKAZ UŻYWANYCH SKRÓTÓW

ACL	(ang. <i>Anterior cruciate ligament</i>) Wiązadło krzyżowe przednie
BMI	(ang. <i>Body Mass Index</i>) Wskaźnik masy ciała
CAI	(ang. <i>Chronic Ankle Instability</i>) Przewlekła niestabilność stawu skokowo-goleniowego
CB	(ang. <i>cornerback</i>) Gracz obrony, który kryje skrzydłowych
COM	(ang. <i>Center of Mass</i>) Rzut środka masy ciała na płaszczyznę podparcia, która odpowiada geometrycznie obszarowi wewnątrz obrysu stóp
COP	(ang. <i>Center of Pressure</i>) Środek nacisku sił, punktu przyłożenia wypadkowej sił wywieranych przez stojącego człowieka na podłoże
DB	(ang. <i>defensive backs</i>) Gracze obrońcy tylni
DL	(ang. <i>defensive line</i>) Gracze linii defensywnej
EMG	(ang. <i>Electromyography</i>) Elektromiograficzne badanie mięśni
FA	Futbol Amerykański
FAI	(ang. <i>Femoroacetabular Impingement</i>) Konflikt panewkowo-udowy
FMS	<i>Functional Movement Screen</i> test
FPI – 6	(ang. <i>Foot Posture Index</i>) Wskaźnik ukształtowania stopy
FS	(ang. <i>free safety</i>) Gracz ochraniający, tzw. „stoper”
ICAA	(ang. <i>Intercollegiate Athletic Association of the United States</i>) Międzyuniwersytecki Związek sportów w Stanach Zjednoczonych
KD	Kończyna dolna
KDL	Kończyna dolna lewa
KDP	Kończyna dolna prawa
KKD	Kończyny dolne
L	Lewa
LB	(ang. <i>linebacker</i>) Gracze wspomagający
Me	Mediana
mSEBT	<i>modified Star Excursion Balance Test</i>
MTP	(ang. <i>metatarsophalangeal joint</i>) Staw śródstopno - palcowy
NAIA	(ang. <i>National Association of Intercollegiate Athletics</i>) Narodowa Organizacja zajmująca się organizacją zawodów dla sportowych szkół wyższych w: Stanach Zjednoczonych, Wysp Dziewiczych USA, kanadyjskiej Kolumbii Brytyjskiej
NCAA	(ang. <i>National Collegiate Athletic Association Football</i>) Narodowa Organizacja zajmująca się organizacją zawodów dla sportowych szkół wyższych w Stanach Zjednoczonych
NFL	(ang. <i>National Football League</i>) Narodowa Liga Futbolowa w USA
OL	(ang. <i>offensive line</i>) Gracze linii ofensywnej
OO	Oczy otwarte
OZ	Oczy zamknięte

P	Prawa
PLFA	Polska Liga Futbolu Amerykańskiego
PZFA	Polski Związek Futbolu Amerykańskiego
QB	(ang. <i>quarterback</i>) Gracz rozgrywający
RB	(ang. <i>running backs</i>) Gracze biegacze
SD	(ang. <i>Standard Deviation</i>) Odchylenie standardowe
SEBT	<i>Star Excursion Balance Test</i>
SLB	(ang. <i>Single Leg Balance</i>) Test stania jednonóż
SFTR	(ang. <i>Sagittal Frontal Transverse Rotation</i>) Pomiar zakresów ruchu w stawach
SS	(ang. <i>strong safety</i>) Gracz ochraniający i pomagający w akcjach biegowych
śr	średnia
TE	(ang. <i>tight end</i>) Gracz skrzydłowy końcowy
TNJ	(ang. <i>talonavicular joint</i>) Staw skokowo-łódkowy
YBT	<i>Y Balans Test</i>

SPIS TREŚCI

SPIS TREŚCI.....	5
1. WSTĘP.....	8
1.1. Futbol amerykański.....	8
1.1.1. Charakterystyka	8
1.1.2. Czynniki ryzyka urazu.....	12
1.1.3. Korzyści i bariery	14
1.1.4. Urazowość.....	15
1.2. Stopa.....	19
1.2.1. Anatomia	19
1.2.2. Funkcja i biomechanika.....	20
1.2.3. Przyczyny i rodzaje zaburzeń	23
1.2.4. Łańcuch mięśniowo-powięziowy	25
1.2.5. Łańcuch kinematyczny	27
1.2.6. Stabilność i równowaga.....	30
1.2.7. Metody diagnostyczne	31
2. CEL PRACY I PROBLEMY BADAWCZE	34
Cel główny	34
Cele szczegółowe	34
Hipotezy	34
3. MATERIAŁ I METODY ZBIERANIA DANYCH I ICH ANALIZY	35
3.1. Grupa badana i kontrolna	35
3.2. Metody badawcze.....	37
3.2.1. Ankieta	37
3.2.2. <i>Foot Posture Index</i> (FPI-6)	38
3.2.3. <i>Y Balans Test</i> (YBT)	41
3.2.4. Platforma dynamograficzna (ZEBRIS FDM-S).....	43
3.3. Opracowanie statystyczne wyników	45
4. WYNIKI.....	46
4.1. Wartości wskaźnika BMI w badanych grupach.....	46
4.2. Analiza wyników badania ankietowego: treningu, urazowości kończyn dolnych i leczenia po urazach.....	47
4.2.1. Charakterystyka badanych pod względem czasu i częstości treningu, badań lekarskich i urazowości kończyn dolnych.....	47
4.2.2. Lokalizacja i typy urazów kończyn dolnych u badanych.....	49

4.2.3. Struktura postępowania terapeutycznego po urazie u badanych	51
4.2.4. Czasowe wyłączenie ze sportu i potrzeba dodatkowego postępowania po urazie	52
4.3. Analiza ukształtowania stóp - wskaźnik <i>Foot Posture Index 6</i> (FPI-6).....	53
4.3.1. Ocena cząstkowa składowych FPI-6 u badanych	53
4.3.2. Ocena całkowita otrzymanych wartości wskaźnika FPI-6	56
4.4. Związek postawy stopy (FPI-6) z: wiekiem, BMI oraz czasem trenowania	58
4.5. Analiza wyników <i>Y Balance Test</i> (YBT)	60
4.5.1. Ocena długości kończyn dolnych	60
4.5.2. Ocena asymetrii między kończyną dolną prawą i lewą dla każdego kierunku zasięgu YBT	60
4.5.3. Ocena średniej różnicy zasięgu między kończyną dolną prawą i lewą – porównanie w badanych grupach dla każdego kierunku YBT	61
4.5.4. Ocena ryzyka urazu kończyn dolnych ze względu na asymetrię zasięgu YBT	62
4.5.5. Ocena równowagi dynamicznej i narażenia na uraz.....	63
4.6. Porównanie wartości obciążeń stóp i równowagi statycznej (COP) podczas badania na platformie dynamometrycznej (Zebris FDM-S).....	65
4.6.1. Test stania obunóż z otwartymi i zamkniętymi oczami.....	65
4.6.1.1. Porównanie całkowitego obciążenia stopy prawej i lewej w badanych grupach podczas stania obunóż (z oczami otwartymi i zamkniętymi).....	69
4.6.1.2. Porównanie całkowitego obciążenia stóp w próbach z otwartymi i zamkniętymi oczami podczas stania obunóż	70
4.6.2. Test stania jednonóż na KDL z otwartymi i zamkniętymi oczami	71
4.6.3. Test stania jednonóż na KDP z otwartymi i zamkniętymi oczami	75
4.6.3.1. Porównanie całkowitego obciążenia prawej i lewej kończyny dolnej podczas stania jednonóż.....	79
4.6.3.2. Porównanie całkowitego obciążenia kończyn dolnych podczas stania jednonóż z otwartymi i zamkniętymi oczami	80
4.7. Analiza parametrów obciążeń stóp podczas chodu na platformie dynamometrycznej (Zebris FDM-S).....	81
4.7.1. Analiza długości ścieżki COP i czasu kontaktu stopy z podłożem	81
4.7.2. Analiza wartości czasu przetaczania stopy z pięty na przodostopie (sec, %).....	82
4.7.3. Analiza średnich wartości: maksymalnej siły, maksymalnego nacisku, czasu maksymalnej siły podczas chodu dla 3 obszarów stóp (przodostopia, śródstopia, tyłostopia).....	84
4.8. Korelacje wieku i BMI ze zmiennymi platformy: maksymalną siłą i maksymalnym naciskiem podczas chodu	86
4.9. Korelacja zmiennych YBT i platformy dynamometrycznej	88
5. DYSKUSJA	91
5.1. Urazowość stóp w futbolu amerykańskim na tle urazów kończyn dolnych	91

5.2. FPI-6	97
5.2.1. Wpływ sportu, płci, wieku i BMI na postawę stóp	97
5.2.2. Zależność postawy stopy i obciążeń podeszwy stopy	102
5.2.3. Staż treningowy, pozycje graczy, a postawa stopy	103
5.3. <i>Y Balance Test</i> (YBT)	105
5.4. Platforma dynamometryczna	115
5.4.1 Wpływ aktywności sportowej na wzorce obciążeń stóp.....	116
5.4.2. Wpływ równowagi na wzorce obciążeń stóp	121
5.4.2.1. Test stania jednonóż (SLB)	121
5.4.2.2. Kołysanie postawy –oscylacja COP.....	124
5.4.2.3. <i>Y Balance Test</i> (YBT)	135
5.4.3. Chód	137
5.4.4. Zależność wzorców obciążeń stóp i cech osobniczych.....	146
6. WNIOSKI.....	151
6.1. Wnioski o charakterze ogólnym.....	151
6.2 Wnioski o charakterze aplikacyjnym	152
PIŚMIENNICTWO	154
Streszczenie.....	189
Summary	191
Spis rycin.....	193
Spis tabel	194
Załącznik 1	197
Załącznik 2	198

1. WSTĘP

1.1. Futbol amerykański

1.1.1. Charakterystyka

Futbol amerykański jest popularną dyscypliną sportową wywodzącą się z Wielkiej Brytanii [1, 2]. Poprzez kolonizację początkowo rozwinął się w Ameryce Północnej, a obecnie masowo uprawiany jest w całych Stanach Zjednoczonych [3-7]. W ostatnich latach rozpowszechnił się w innych krajach oraz zadomowił również w Polsce [2, 3, 8-11]. Ze względu na dużą agresywność i urazowość walczone o reformy przepisów gry na początku XX wieku, podczas prezydentury Theodora Roosevelta [1, 12, 13]. W pierwotnej formie był połączeniem technik gry rugby i piłki nożnej, bez ujednoliconych zasad [1]. Wprowadzenie dodatkowych reguł było konieczne, a ważnym działaczem w tamtych latach, dążącym do zmian oraz obrońcą i twórcą współczesnego futbolu amerykańskiego był Camp Walter [1, 14]. Uwzględniono wówczas regulacje dotyczące podań między zawodnikami, liczby zawodników, punktacji oraz zasadę trzech prób (1906-1907 r.) [1, 12, 14]. Trzecia interwencja *Intercollegiate Athletic Association* – ICAA w 1910 roku dotyczyła kolejnych zmian zasad podań, zachowań między zawodnikami, używanego sprzętu ochronnego, technik i podziału czasu gry [1, 2, 12, 14, 15]. Ważne zmiany organizacja *National Collegiate Athletic Association* – NCAA wprowadziła w latach 2016 i 2019 ograniczając urazowość poprzez zakaz uderzeń poniżej pasa, wymóg uczciwego chwytania podczas rzutów wolnych i modyfikację zasad klinowego blokowania [4].

Amerykańskie drużyny futbolowe grają na różnym poziomie umiejętności i są podzielone ze względu na wiek zawodników [7]. Sportowcy grają w sezonie futbolowym zasadniczym jesiennym i krótszym, wiosennym [4, 13]. Zawodnicy ligi licealnej biorą udział w 8. do 10. meczach, przypadających na sezon. Kolejny poziom obejmuje graczy ligi międzyuczelnianej. Wśród drużyn międzyuniwersyteckich z *National Collegiate Athletic Association* (NCAA) przeprowadza się 10 do 13. meczów, średnio 12 sezonowo [7]. Profesjonalni futboliści z 32 drużyn wchodzi w skład Narodowej Ligi Futbolowej – *National Football League* (NFL), która jest najbardziej znana na świecie i prezentuje najwyższy, mistrzowski poziom. Wśród zawodowych graczy, rozgrywki meczowe przeprowadzane są najczęściej – oznacza to udział w średnio w 16. meczach w sezonie [16]. Zakończenie sezonu i wyłonienie zwycięzcy następują podczas ostatecznych rozgrywek meczowych Super Finału – „*Super Bowl*” [17].

W Polsce, futbol amerykański pojawił się pod koniec wieku XX [2, 9]. W 1999 roku grupa polskich amatorów futbolu amerykańskiego rozpoczęła grę w małym składzie, a w 2004

założony został Polski Związek Futbolu Amerykańskiego (PZFA) [9, 18, 19]. Z czasem rozpowszechnienie tego sportu doprowadziło do powstania większej ilości drużyn i klubów. Po dwóch latach, w 2006 roku utworzono Polską Ligę Futbolu Amerykańskiego (PLFA) [2, 9, 18]. Mecze odbywają się w klasach rozgrywkowych: Topliga (mistrzowska), PFL1, PFL2, PFL9 (rozwijająca się) oraz juniorów – PFLJ (wcześniej LFA1, LFA2, LFA9 i LFAJ) [18-20]. Dzięki wyjazdowym szkoleniom, współpracy z zawodnikami i trenerami z zagranicy, polscy gracze mają możliwość rozwoju, szkolenia umiejętności i podnoszenia poziomu gry. Powyższe dane obrazują, jak bardzo futbol amerykański rozprzestrzenił się i stał się interesującym sportem dla wielu osób w Polsce. Ciekawym tym bardziej staje się szczegółowe poznanie zasad gry i ocena wpływu uprawiania futbolu amerykańskiego na narząd ruchu.

Zasady gry

W rozgrywkach meczowych biorą udział dwie 22 osobowe drużyny walczące o zdobycie jak największej ilości punktów w ustalonym czasie. Wśród zawodników wyróżnia się specjalizacje w grze, dotyczące trzech formacji: ataku, obrony lub specjalnej (tzw. akcje związane z kopnięciem) [16, 17, 20]. Zawodnicy mają obowiązek nosić koszulki z numeracją odpowiadającą zajmowanej pozycji na boisku. Przepisy wymagają wejścia na boisko po 11 zawodników z każdej drużyny [7, 17]. Jedna drużyna wystawia do meczu zawodników ataku, a przeciwna obrony [7]. Zadaniem ofensywy jest przechwycić piłkę i przebiec z nią jak najdłuższy dystans, zaliczając kolejne jardy [16]. Wymiary boiska futbolowego 360 stóp x 160 stóp (110m x 49 m) wytyczają tzw. linie końcowe i boczne. Pole punktowe ograniczają linie punktowe, 10 jardów przed końcowymi. Jeden jard to 91,44 centymetrów. Wzdłuż boiska, w odstępach co 5 jardów znajdują się tzw. białe linie jardowe [17]. Należy przebiec z piłką minimum 10 jardów, aby zdobyć punkty, przekroczyć z nią pole punktowe bądź w nie trafić. Atak może być wykonywany czterokrotnie. Defensywa w tym czasie blokuje graczy drużyny atakującej, aby przejąć futbolówkę. Gdy ofensywa nie pokona wystarczającej ilości jardów, czy też straci piłkę, wówczas na boisku pojawia się formacja ofensywna przeciwnika. Przed rozpoczęciem akcji meczowej wykonywany jest tzw. *kickoff*, czyli wolne kopnięcie piłki futbolowej. Do rozgrywającego przekazuje ją między nogami, środkowy linii ofensywnej. Rozgrywający decyduje o podjętej strategii gry, rzucie, akcji podaniowej i biegowej [13, 16, 17].

Pozycje zawodników

Zależnie od zajmowanej pozycji na boisku wymagane są różnorodne umiejętności graczy [10, 16]. Do zawodników ataku zaliczają się gracze: linii ofensywnej (*offensive line*, OL), rozgrywający (*quarterback*, QB), biegacze (*running backs*, RB), skrzydłowi (*wide receivers*,

WR) oraz skrzydłowy końcowy (*tight end*, TE). W skład obrony wchodzi liniowi defensywni (*defensive line*, DL), wspomagający (*linebacker*, LB), obrońcy tylni (*defensive backs*, DB) tj. zawodnicy obrony WR (*cornerback*, CB) lub ochraniający (*strong safety*, SS; *free safety*, FS) [7, 10, 13, 16, 17].

Typowe w futbolu amerykańskim jest ustawienie naprzeciw siebie linii ofensywnej i defensywnej w pozycji sprinterskiej. Zawodnicy po rozpoczęciu akcji: blokują, pchają i taklują (obejmują ramionami i powalają zawodnika) siebie nawzajem [3, 7, 10, 13, 21, 22]. Przyglądając się pozycji wyjściowej i przejściu do blokowania zauważyć można, iż na zgięte stawy biodrowe, kolanowe, skokowe i na ustaloną o podłoże stopę działają duże siły. Podczas wyprostowania i ruchu do przodu zmienia się położenie środka ciężkości ciała, konieczna jest wówczas dobra kontrola równowagi i wygenerowanie dużej siły przeciwstawnej do zderzenia. Zawodnicy liniowi są wysocy, mają największą masę ciała [3, 7, 10, 23, 24]. Gracze OL i DL mają podobny skład ciała, ale u OL występuje wyższa zawartość tkanki tłuszczowej [23-25]. Dynamiczny ruch wykonywany jest na krótkim dystansie; zaangażowane są jednostki mięśniowe szybko kurczliwe i utrzymujące izometrycznie skurcz. Dla ofensywy, celem jest: umożliwienie poruszania się i ataku pozostałym zawodnikom drużyny, przeniesienia piłki i zdobycia punktu. W tym czasie linia defensywna walczy o miejsce, aby przepuścić innych obrońców, którzy mają zapobiec zdobyciu punktów przez drużynę przeciwną [3, 10, 17]. Zawodnicy liniowi defensywni poruszają się w większym zakresie po boisku, dlatego ich masa ciała i zawartość tkanki tłuszczowej mogą być nieco niższe od liniowych ofensywnych [10, 25, 26]. Niższy procent tkanki tłuszczowej od zawodników liniowych wykazują biegacze – RB, obrońcy tylni – DB i skrzydłowi – WR [3, 10, 23]. Grupę przejściową pomiędzy wymienionymi zawodnikami, a liniowymi stanowią wspomagający – LB [3, 10].

Najważniejszym zawodnikiem znajdującym się tuż za linią ofensywną jest rozgrywający. To on podejmuje decyzje, czy przystąpi do biegu z piłką lub podania do biegacza [17]. Najczęściej narażony jest na urazy obręczy barkowej podczas rzutów z nad głowy, w wyniku bezpośredniego kontaktu [10, 27-29]. W sytuacji akcji biegowej obciążony jest ryzykiem blokowania i zderzenia z przeciwnikami [10]. Staw kolanowy to najczęściej leczona operacyjnie część ciała u QB [28]. Gracz cechuje się dużą sprawnością i szybkością, mniejszą masą ciała i zawartością tkanki tłuszczowej nieco mniejszą od liniowych zawodników i podobnym do nich wzrostem [10, 30]. Najbardziej mobilnymi zawodnikami na boisku są biegacze. Po przejęciu piłki od QB muszą szybko pokonać jak największą liczbę jardów [16, 17]. Podczas biegu narażeni są na szereg kontuzji związanych ze: sprintem, gwałtownymi zatrzymaniami i częstą zmianą kierunków [10,

16]. Biegacze – RB są także zawodnikami odpowiedzialnymi za ochronę QB. Urazy w tej grupie pojawiają się najczęściej podczas zderzeń, kiedy rozwinięta duża prędkość w czasie biegu nie pozwala na nagłe wyhamowanie [10]. RB są zawodnikami bardzo zwinnymi i szybkimi, o najmniejszej masie ciała i najniższym wzroście [10, 26, 30]. Równie intensywne zmiany kierunków podczas biegu wykonują skrzydłowi – WR. Przyjmują oni podanie do przodu, będąc często w strefie przeciwnika [10, 17]. Złapanie piłki następuje podczas wyskoku, dlatego zakazane jest chwytnie stóp tych zawodników do chwili przejścia piłki [2, 16]. Występuje u nich ryzyko urazu stawów skokowych, a w sytuacji zeskoku, przeciążenia stóp [2, 10]. U graczy WR, TE i LB występuje zwiększone prawdopodobieństwo złamania Jones'a [31]. Dodatkowo WR narażeni są na zderzenia z obrońcami. Mają podobne cechy fizyczne do biegaczy – RB. Skrzydłowy końcowy – TE ma budowę atletyczną, wykazuje zbliżone wartości masy ciała do rozgrywającego, a wzrostem do skrzydłowych. Jest zawodnikiem dynamicznym i szybkim. Podczas meczu może być zawodnikiem blokującym lub skrzydłowym, zależnie od sytuacji drużyny. Urazy mogą być spowodowane kontaktem z innymi graczami i wyskokiem [10, 26]. TE mają zawartość tkanki tłuszczowej podobną do LB i RB, a zawartość masy beztłuszczowej wyższą od LB i RB i zbliżoną do OL [25].

Rozgrywający i skrzydłowi są taklowani przez zawodników wspomagających obrony. Są to zawodnicy o wzroście niższym od rozgrywającego, ale o podobnej masie ciała [10, 26]. To gracze bardziej mobilni od liniowych i wykazujący większe umiejętności pozycyjne. Urazy mogą pojawić się podczas siłowego kontaktu z zawodnikiem ataku. Przejęcia, wytrącanie piłki i taklowania biegaczy mogą dokonać tylni obrońcy. Na tej pozycji wymagana jest umiejętność szybkiego biegu i zmiany kierunków oraz siła potrzebna do powalenia przeciwnika. Cechują się budową szczupłą i są niskiego wzrostu [10, 25, 26, 30]. Narażeni są na urazy związane z: biegiem, zmianą kierunków, zderzeniem i blokowaniem zawodnika. Zarówno tylni obrońcy – DB, jak i skrzydłowi – WR to częste pozycje na boisku predysponujące do urazów okolic barku, zaraz po QB [10, 32].

W sporcie urazy są częste, a w ich konsekwencji dochodzi do licznych obrażeń narządu ruchu. Kontuzje i urazy mogą być wynikiem: oddziaływania dużej siły, powtarzających się incydentów przeciążeniowych, związanych m.in. z warunkami osobniczymi czy treningowymi. Skutkuje to zaburzeniami prawidłowego funkcjonowania układu ruchu i wykluczeniem z uprawianego sportu [10, 33].

1.1.2. Czynniki ryzyka urazu

W futbolu amerykańskim można wyróżnić różnorodne czynniki ryzyka urazu, związane z warunkami środowiskowymi, kontaktem z innym graczem i dotyczącymi indywidualnie zawodnika [10, 33, 34]. Najczęściej dochodzi do współdziałania wymienionych czynników.

Czynniki zewnętrzne dotyczą m.in.: warunków panujących na boisku, stanu obiektu sportowego, rodzaju stosowanego treningu, czasu gry, sezonu, zajmowanej pozycji, kontaktu z przeciwnikiem, czy ubioru zewnętrznego [7, 10, 35, 36]. Różnorodne oddziaływanie nawierzchni boiska tj.: tradycyjna murawa, sztuczna trawa, posadzka, beton, ziemia mają wpływ na urazy sportowców [7, 37, 38]. Wysoka temperatura i wilgotność powietrza stanowią kolejny problem wpływający na odwodnienie u zawodników, zaburzenie ich gospodarki elektrolitowej [7, 35, 39, 40]. Strój ochronny futbolistów amerykańskich sprzyja często przegrzaniu organizmu, zaburzeniom percepcji, ograniczeniom ruchomości i pola widzenia [39-42]. Wśród futbolistów amerykańskich (FA), szczególnie młodych, istnieje ryzyko udaru spowodowanego nadmiernym wysiłkiem i przegrzaniem [43].

Ryzykowna forma sportu wymaga jednak używania odpowiedniego uniformu, sprzętu ochronnego [17, 42, 44], które mają zadanie zmniejszać częstość i ciężkość urazów powstałych podczas gry [45]. W futbolu amerykańskim kontakt z przeciwnikiem jest nieograniczony i niebezpieczny [46]. Zawodnicy są masywni, działają z dużą siłą i szybkością [7, 45]. Kolidacje zawodników sprzyjają wzrostowi liczby urazów [4, 10].

Ze względu na częste urazy głowy, konieczne jest wyposażenie w kask z kratką oraz specjalne szczęki chroniące zęby oraz zapobiegające przegryzieniu języka [17, 45]. U zawodników defensywnych, którzy przebyli urazy głowy, jak wstrząśnienia, czas konieczny do ustąpienia objawów jest dłuższy niż u ofensywnych [47].

Sprzęt obejmuje także pad, czyli ochraniacz na obręcz barkową i ramiona, dodatkowo na wyposażeniu są rękawice [17, 48]. Kończyny dolne mogą być zabezpieczone ochraniaczami na uda, stawy biodrowe i kolanowe oraz odpowiednie obuwie dobrane do nawierzchni boiska. Stosowane są także zabezpieczenia na szyję, kość krzyżową czy suspensor - ochraniacz genitaliów [17]. Uniform ma za zadanie chronić zawodnika, przejmując nadmierne siły działające podczas zderzenia z innym zawodnikiem lub upadku.

Agresywne zasady gry w futbolu amerykańskim, gdzie dozwolone są: spychanie, szarżowanie i powalanie zawodnika na ziemię z użyciem dużej siły, prowadzą często do wysokoenergetycznych urazów głowy, kończyn i tułowia [2, 4, 7, 10, 11, 34, 45, 49].

Ustawienie i kontakt zawodników związane z atakiem i blokowaniem przeciwników mogą stanowić zewnętrzny czynnik ryzyka [10, 36, 50]. Nieprawidłowo prowadzone treningi, nieodpowiednie przerwy między meczami, zbyt krótki czas na regenerację prowadzą niejednokrotnie do przemęczenia i przeciążeń układu mięśniowo-kostnego. Błędem mogą być zbyt krótkie rozgrzewki, w wyniku których mięśnie są niewłaściwie rozgrzane i mają niewystarczającą elastyczność i lepkość/szybkość, co wpływa też na zakres ruchomości stawów. Ilość stosowanych ćwiczeń rozciągających - stretching może wpływać na częstość naciągnięć, nadwyrężeń mięśni [51].

Rozpatrując pod względem czasowym udział w grze, urazy pojawiają się zazwyczaj po dłuższym przebywaniu na boisku, kiedy zawodnik jest już zmęczony pod koniec meczu. Najczęściej do urazów dochodzi podczas przygotowań do sezonu właściwego (presezon) porównując do sezonu właściwego i czasu posezonowego. Częściej dochodzi do urazów bezkontaktowych podczas treningów niż podczas meczów. Kontuzje wynikające z kontaktu zawodników są częstsze podczas zawodów niż podczas treningów [4, 10, 13].

Ze względu na pozycję zawodników podczas treningów urazy dotyczą często biegaczy – RB, natomiast podczas meczy skrzydłowych – WR [52]. Zawodnicy skrzydłowi - WR i biegacze - RB doznają często urazów w wyniku upadku, QB podczas gwałtownych zderzeń, a gracze liniowi ofensywni – OL podczas bezpośredniego ataku, walki sportowej [10]. W Wielkiej Brytanii zawodnicy liniowi defensywni wykazują większy odsetek urazów niż liniowi ofensywni [53]. Ze względu na wiek, czas gry zawodnicy młodsi stażem wykazują większe ryzyko urazu podczas meczu niż doświadczeni seniorzy [52].

Granice możliwości futbolistów są duże, należy jednak uważać, aby nie przeciążać sportowca, zapobiegać pogorszeniu stanu zdrowia i nie doprowadzić do przedwczesnego zakończenia kariery.

Czynniki wewnętrzne związane są bezpośrednio ze sportowcem. Pośród nich należy wymienić: wiek, płeć, BMI, masę ciała, budowę anatomiczną, ogólny stan zdrowia, osobnicze predyspozycje sportowca oraz przebyte kontuzje i urazy [3, 7, 10, 25, 26, 54]. Zwiększone prawdopodobieństwo urazów mięśniowo-szkieletowych kończyn dolnych występuje u zawodników po przebytych wstrząśnieniach mózgu, u których stwierdzono deficyty równowagi dynamicznej [33, 49, 55-59]. U młodzieży po urazach głowy, zaburzenia kontroli równowagi podczas chodu są większe i dłużej utrzymują się niż u dorosłych [56]. Wystąpienie urazu może być warunkowane także przeprowadzonym, nieodpowiednim: treningiem,

leczeniem, procesem fizjoterapeutycznym [33]. Zmęczenie, dieta, nawodnienie zawodników jest kolejnym ważnym czynnikiem urazów [36].

Rozważając czas gry, długotrwała eksploatacja sportowców sprzyja zwiększeniu ryzyka urazów. Organizm zawodników grających przez lata naturalnie starzeje się, a przebyte urazy i kontuzje mogą być odczuwalne po czasie [33, 60]. Wraz z wiekiem jakość kości i elastyczność tkanek miękkich ulega pogorszeniu. Pojawiają się zaburzenia biomechaniki stawów i stabilności. Sytuacja ta prowadzi do zmniejszenia odporności na urazy.

Niektórzy badacze zauważyli związek otyłości, nadmiernej masy ciała z występowaniem kontuzji [25, 61]. Zależnie od przyjmowanej na boisku pozycji, zawodnicy futbolu amerykańskiego mogą mieć większą lub mniejszą masę ciała [10]. Na pozycjach blokujących, zawodnicy liniowi ofensywni i defensywni powinni być masywni i silni, ale nadmierną zawartość tkanki tłuszczowej należy obniżyć [62, 63]. Dobra kondycja fizyczna zmniejsza ilość przeciążeń i przemęczeń mięśni, co skutkuje mniejszą częstością naderwań, naciągnięć mięśni.

Porównywano cechy fizyczne graczy pod kątem doboru pozycji w drużynie i indywidualnego treningu. Somatotyp, predyspozycje i umiejętności mogą być powiązane z narażeniem na urazy [10, 64-66]. Problemem są między innymi wszelkie zmiany, jak: zaburzenia osi stawów, ukształtowanie stóp, czy różna długość kończyn dolnych. Równocześnie ograniczone/nieprawidłowe współdziałanie powięzi i słaba elastyczność tkanek mogą predysponować do urazów [67-69].

Doświadczenie, poziom umiejętności i stan psychologiczny zawodnika także determinują ryzyko urazów [70-72]. Częstość występowania kontuzji jest niższa w drużynach, w których trenerzy są wzorem do naśladowania, mają pozytywny stosunek do graczy, podnoszą ich wiarę w siebie, zachęcają do gry [70]. Zmotywowany i pozytywny lider drużyny sportowej wpływa na nią w aspekcie zdrowotnym. Dobra relacja lider-zespół powiązana jest z poprawą stanu zdrowia i niższym wypaleniem zawodników. [73] Czynniki wewnętrzne wpływające na stan zdrowotny zawodników można modyfikować poprzez profilaktykę, odpowiednio dobrany proces fizjoterapii i program treningów [10, 33, 74].

1.1.3. Korzyści i bariery

Futbol amerykański niesie ze sobą zarówno wiele korzyści, jak i szkód. Sport ten może być uprawiany już od najmłodszych lat. Gra w drużynie kształtuje zachowania psychospołeczne, samodyscyplinę i wprowadza wartości wychowawcze. Atutem jest podnoszenie sprawności fizycznej, wytrzymałości i wydolności organizmu [35]. U zawodników zwiększa się

wytrenowanie mięśni, koordynacja ruchowa, sprawność ogólna organizmu. Wzmacnia się układ krwionośny, poprawia krążenie, wzrasta odpowiedź immunologiczna oraz opóźnia się proces starzenia [35, 75]. Uczestnictwo w regularnych treningach i zawodach wymaga od zawodników czasu, zaangażowania fizycznego i psychicznego. Sport sprzyja produkcji endorfin, działając antydepresyjnie i wpływając na lepsze samopoczucie. Poprawie ulega także koncentracja i sfera intelektualna.

Barierą w bezpiecznym uprawianiu futbolu amerykańskiego są: choroby, urazy, otyłość oraz złe dobrane treningi. Zwiększenie masy ciała sportowca jest charakterystyczne w tej dyscyplinie, a nadwaga/otyłość wiąże się z ryzykiem pojawienia się wielu schorzeń [76]. Wraz ze wzrostem liczby lat trenowania wzrasta częstość napadowych zawrotów głowy u zawodników, którzy przebyli urazy głowy [77]. U zawodników futbolu amerykańskiego istnieje podwyższona śmiertelność, większe ryzyko choroby sercowo-naczyniowej i neurodegeneracyjnej [78, 79]. Obniżona sprawność organizmu, ale również problemy psychologiczne stanowią podstawową przeszkodę [80, 81]. W populacji emerytowanych zawodników po przebytych, powtarzających się wstrząsach/wstrząśnieniach zgłaszane są często zaburzenia poznawczo-behawioralne, problemy z pamięcią [79, 82]. Oprócz barier zdrowotnych, psychologicznych, emocjonalnych, pojawiają się także ekonomiczne i społeczne [80, 83-85]. Ograniczenia stanowią: złe warunki atmosferyczne, niewielkie potrzeby i horyzonty w kręgach kulturowych, niewystarczające środki finansowe, czy brak czasu. Pomimo zalet, futbol amerykański, wśród dyscyplin sportowych plasuje się jako jeden z najbardziej kontuzjogennych. Duża częstość urazów i przeciążeń niesie ze sobą ryzyko kalectwa i wykluczenia z gry. Negatywne skutki uprawiania futbolu amerykańskiego dają o sobie znać przez wiele lat [60, 76, 85].

1.1.4. Urazowość

Kontuzje i urazy mogą być wynikiem oddziaływania dużej siły lub powtarzających się incydentów przeciążeniowych. [4, 10, 33] Najczęściej zawodnicy futbolu amerykańskiego narażeni są na urazy głowy prowadzące do wstrząsów lub wstrząśnień. Na kolejnym miejscu, zależnie od pozycji gracza, plasują się urazy w obrębie kończyn dolnych, a następnie kończyn górnych i obręczy barkowej. W latach 2014-2019 największy odsetek urazów dotyczył stawów kolanowych, barkowych, skokowo-goleniowych oraz głowy lub twarzy [4].

Organizacja *National Collegiate Athletic Association Football* (NCAA) wykazała wzrost wstrząśnień mózgu i obrażeń kończyn dolnych w ostatnich latach [86]. W kończynach dolnych weryfikowano: ilość obrażeń dotyczących stawu biodrowego, okolic pachwin, uda, stawu kolanowego, podudzia, ścięgna Achillesa, stawów skokowych i stopy. Największy odsetek

stanowiły kontuzje stawów kolanowych, a następnie stawów skokowo-goleniowych, które wynikały w 60% z kontaktu z innym zawodnikiem [4, 86-88]. Willigenburg i wsp. [88] porównywali występowanie urazów u graczy futbolu amerykańskiego i rugby. Lokalizację urazów stanowiły najczęściej głowa i kończyny dolne. Ze względu na rodzaj urazu najczęściej pojawiały się skręcenia i wstrząśnienia [88]. Skręcenia częściej dotyczyły futbolistów podczas zawodów niż treningów [4].

W badaniach epidemiologicznych przeprowadzonych wśród uczniów średnich szkół sportowych w Stanach Zjednoczonych, najwyższy wskaźnik występowania urazów dyskwalifikujących ze sportu odnotowano u graczy futbolu amerykańskiego [87]. Częstsze występowanie urazów, zależnie od wielkości placówki stwierdzono w mniejszych ośrodkach szkoleniowych. W większych szkołach sportowych urazy pojawiały się częściej w kończynach dolnych, a w mniejszych w kończynach górnych [89]. Urazy stawów skokowo-goleniowych są niezwykle częste, zarówno wśród sportowców z większych i mniejszych szkół [5]. W drużynie zawodowej NFL, urazy stopy dotyczą około 40% zawodników, a stawów skokowo-goleniowych 72% [90]. Odsetek urazów stopy i stawów skokowo-goleniowych w futbolu amerykańskim jest wysoki [33, 46, 91-93] i uległ zwiększeniu w porównaniu do lat poprzednich [88].

Urazy stawów: biodrowych, kolanowych, skokowo-goleniowych i stopy dotyczą zarówno mężczyzn, jak i kobiet uprawiających futbol amerykański [4, 5, 90, 94-97]. Predyspozycje do uszkodzeń ACL występowały u nastoletnich zawodniczek [87, 95, 96]. Z kolei u mężczyzn stwierdzono wysokie ryzyko występowania bólu pachwin, związane z przeciążeniami i FAI [98, 99]. Typowe u futbolistów są urazy więzadeł oraz ścięgien [4].

U sportowców dochodzi często do uszkodzeń w tkankach miękkich, przykurczów zginaczy stawu biodrowego i mięśni kulszowo-goleniowych [100-105]. Wykazano wyższą aktywację bioelektromiograficzną mięśnia pośladkowego średniego zawodników FA podczas biegu, u których wystąpiło uszkodzenie tylnej grupy mięśni uda [106]. Ciekawa wydaje się tu tematyka przejścia kontroli motorycznej przez mięśnie miedniczno-lędźwiowe. Hides i współautorzy [107] zaznaczają potrzebę wzmacniania mięśni odcinka lędźwiowego w celu: uniknięcia bólu i urazów kręgosłupa, zwiększania kontroli motorycznej, dzięki czemu zmniejsza się także ilość urazów kończyn dolnych. Przeprowadzono badania kliniczne oceniające oddziaływanie sił w taśmach mięśniowo-powięziowych, w zależności od używanego obuwia i rodzaju stabilizacji stawu skokowo-goleniowego [5, 103, 108-112]. Stwierdzono, że wysoka przyczepność obuwia powoduje ustalenie stopy i wpływa na wzrost bezkontaktowych skręceń w stawach skokowo-goleniowych [111].

Uprawianie futbolu amerykańskiego prowadzi niejednokrotnie do operacji na skutek urazu. Do zabiegów kwalifikowane są: zerwania ACL, więzadła właściwego rzepki, ścięgna Achillesa, uszkodzenia chrząstki stawowej stawu kolanowego, przepukliny, uszkodzenia podudzia oraz stawów skokowo-goleniowych i stopy [31, 91, 113-116].

Zawodnicy byli częściej podatni na kontuzje palców stopy podczas meczów sezonowych niż treningów, a sztuczna nawierzchnia predysponowała do nich bardziej od naturalnej murawy [31, 37, 117]. Większość obrażeń wystąpiło podczas: biegów do tyłu, bezpośredniego kontaktu z nawierzchnią lub innym graczem oraz na pozycji rozgrywającego. U futbolistów dochodzi często do złamań palców w stopie i złamań Jones'a (piątej kości śródstopia), bólów pięt, uszkodzeń stawów Lisfranca [31, 33, 37, 90, 116-118].

Udokumentowano, że skutki przebytych urazów sportowych pozostają po zakończeniu gry i nawet w wieku starczym dają o sobie znać [33, 60]. Źle leczone urazy, wraz z upływem czasu zwiększają prawdopodobieństwo rozwoju stanów zapalnych i choroby zwyrodnieniowej, prowadząc do ograniczenia aktywności fizycznej [5, 112, 119, 120]. Zaleca się odpowiednio dawkowany trening, który pozwala: wzmacniać tkankę kostną, poprawiać ogólną wydolność, zmniejszać ryzyko występowania chorób [24, 119, 120]. W celu profilaktyki urazów zwraca się szczególną uwagę na zabezpieczenie zawodników odpowiednim uniformem, modyfikację zasad gry, jak np. ograniczanie kontaktu między zawodnikami, a także właściwy program rozgrzewki i treningu [120].

Przeciążenia i urazy stopy w futbolu amerykańskim

Kończyna dolna, a zwłaszcza stopa pełni ważną funkcję podporową, amortyzacyjną i lokomocyjną. Podczas przemieszczania się, rozkład sił przypadających na stopę jest zależny od jej ukształtowania oraz ustawienia całej kończyny dolnej. Równocześnie ryzyko urazów kończyn dolnych jest w dużej mierze związane z przeciążaniem stóp i stawów skokowo-goleniowych i typu stopy [112]. Zaburzenie w strukturze stopy tj. ustawienie pronacyjne, czy supinacyjne wpływa na zmiany kinematyki, prowadząc do urazów kończyn dolnych [69, 112, 121, 122].

Na podstawie dostępnego piśmiennictwa, złamania palców stóp, złamania kości śródstopia, złamania Jonesa, uszkodzenia Lisfranca, zapalenia powięzi podeszwy oraz uszkodzenia ścięgna Achillesa i skręcenia w stawach skokowo-goleniowych uznawane są za najczęstsze problemy w obszarze stawów skokowo-goleniowych i stopy [33, 74, 90, 123, 124]. Istotną wagę stanowi tu ukształtowanie stopy i jej ustawienie podczas ruchu [69, 121]. Zachowanie równowagi

w rozkładzie przenoszonych sił na stopę zależy od: jej budowy, amortyzacji, dopasowania do podłoża oraz stabilizacji poszczególnych stawów kończyny dolnej [69, 124].

Urazy stóp, także złamania stresowe, wynikające z przeciążeń mogą być związane z nieprawidłową budową stopy, w tym ukształtowaniem łuków stopy. Sportowcy z wysokim lub spłaszczonym przyśrodkowym łukiem podłużnym stopy są częściej narażeni na urazy przeciążeniowe w obrębie stóp. Zwiększone, wysokie ustawienie przyśrodkowego łuku podłużnego zmniejsza elastyczność biomechaniczną stopy, a w następstwie osłabia także amortyzację [69, 125].

Wzorce obciążeń w obrębie stopy różnią się w przypadku wysokiego łuku podłużnego stopy w porównaniu do łuku prawidłowo ukształtowanego. Zaburzenie sklepienia stopy może sprzyjać kontuzjom [68, 122, 125, 126]. Sztywność i brak mobilności stopy wpływają na nieprawidłowe przenoszenie obciążeń w obrębie jej struktur i stawów skokowych [68, 69, 121, 122, 126].

Obniżony przyśrodkowy łuk podłużny jest niekorzystny ze względu na zwiększoną mobilność stopy prowadzącą do przekroczenia fizjologicznych zakresów ruchu [121, 122, 125]. Spłaszczenie łuku podłużnego wykazuje związek ze zwiększoną ruchomością tyłostopia w płaszczyźnie czołowej [121].

Szybki ruch sportowca, gdzie pojawiają się: gwałtowne zwroty, nagłe wyhamowania, wymagają dobrej amortyzacji i dopasowania stopy do podłoża [33]. Rozluźnieniu struktur stopy sprzyja, w początkowej fazie podporowej, zgięcie w stawach: biodrowym, kolanowym oraz złożone ustawienie stopy w pronacji, dzięki zgięciu grzbietowemu stawu skokowo-goleniowego, połączonego z odwiedzeniem przodostopia i ustawieniem w ewersji kości piętowej. Mechanizm ten powoduje: wyhamowanie, większą elastyczność stopy i amortyzację w momencie zetknięcia stopy zawodnika z podłożem. Łukowata budowa stopy sprzyja zarówno jej sprężystości, jak i stabilności [127-129].

Typowe urazy związane ze stopami, na które należy zwracać uwagę u graczy FA to: złamania przeciążeniowe/zmęczeniowe, złamania palców stóp, złamania kości śródstopia, złamania Jonesa, uszkodzenia Lisfranca, zapalenia powięzi podeszwy, zapalenia rozciągniętego podeszwowego, uszkodzenia i stany zapalne ścięgna Achillesa, stłuczenia, skręcenia i zwichnięcia w stawach skokowo-goleniowych, urazy trzeszczki na stronie podeszwowej stopy (*sesamoid stress injuries*).

Istotne jest zwrócenie uwagi na zachodzące procesy zmian w biomechanice stóp u zawodników futbolu amerykańskiego. Zaburzenia pracy stóp, oceniane powinny być w celu profilaktyki

urazów narządu ruchu sportowców. Odpowiednia diagnostyka jest konieczna w celu zapobiegania urazom [68, 74, 90, 121, 130-132].

1.2. Stopa

1.2.1. Anatomia

Połączenia kostno-stawowe

Stopa jest złożoną strukturą kostną z rozbudowanym układem mięśniowo-więzadłowym. Anatomicznie składa się z 26 kości, podzielonych na trzy segmenty: stęp, śródstopie, palce. Odcinek stępu stopy jest stabilny i tworzy go, ułożonych w dwa szeregi, siedem kości. Szereg dalszy stanowią kości: trzy klinowate (I, II, III) i sześcienna. Szereg bliższy to: łódkowata, skokowa i piętowa. Śródstopie jest elastyczne i obejmuje 5 kości długich śródstopia i 2 trzeszczki (przyśrodkową i boczną). Odcinek palców i palucha składa się z 14 paliczków i stanowi istotny obszar podparcia stopy [133-136].

Kości stopy powiązane są wieloma stawami: bliższymi i dalszymi. Do stawów bliższych należą: staw skokowo-goleniowy (staw skokowy górny), łączący podudzie ze stopą oraz staw skokowo-piętowo-łódkowy (staw skokowy dolny) obejmujący kości: skokową, piętową i łódkowatą. Dodatkowo więzadło międzykostne skokowo-piętowe dzieli staw skokowy dolny na dwa stawy: przedni (skokowo-piętowo-łódkowy) i tylny (skokowo-piętowy). Wyróżnia się ponadto stawy dalsze stopy: piętowo-sześcienny, klinowo-łódkowy, poprzeczny stępu (skokowo-łódkowy i piętowo-sześcienny, staw Choparta), stępowo-śródstopne i międzyśródstopne, śródstopno-paliczkowe oraz międzypaliczkowe [133, 135-137].

Stabilizatory bierne i czynne

Strukturą łączącą i osłaniającą stawy stopy jest torebka stawowa. Stabilizatory bierne stopy stanowią ponadto więzadła [133, 137]. W stawie skokowym górnym wzmocnienie stanowią: więzadło trójgraniaste, skokowo-strzałkowe przednie i tylne, piętowo-strzałkowe. Torebkę stawu skokowego dolnego przedniego wzmocniają więzadła: piętowo-łódkowe podeszwowe, rozdwojone (piętowo-łódkowe i piętowo-sześcienne), skokowo-łódkowe. Staw skokowy dolny tylny wzmocniany jest więzadłami skokowo-piętowymi (przednim, bocznym, tylnym, międzykostnym). Półściśle stawy stępu, stawy stępowo-śródstopne, stawy międzyśródstopne wzmocniają m.in. więzadła: grzbietowe, podeszwowe, międzykostne, poprzeczne. Stawy śródstopno-paliczkowe i międzypaliczkowe wzmocniane są więzadłami poprzecznymi, pobocznymi oraz podeszwowymi [133, 136, 138].

Układ mięśniowy wpływa na napęd i stabilizuje czynnościowo stopę w ruchu [139]. Wśród stabilizatorów mięśniowych wyróżnia się działające na stawy bliższe i dalsze. Na stawy bliższe

wpływają mięśnie: zginacz długi palucha, zginacz długi palców, piszczelowy przedni, piszczelowy tylny, prostownik długi palucha, prostownik długi palców, strzałkowy długi i krótki, strzałkowy trzeci, trójgłowy łydki (płaszczkowaty i brzuchaty) oraz podeszwowy. W stawach dalszych stopy, za działanie odpowiadają mięśnie: długie, krótkie grzbietu i podeszwy stopy. Do mięśni długich zaliczają się: prostowniki długie palucha i palców oraz zginacze długie palucha i palców. Działające w stopie mięśnie krótkie stanowią: prostownik krótki palców, prostownik krótki palucha, przywodziciel palucha, odwodziciel palucha, odwodziciel palca małego, zginacz krótki palca małego, zginacz krótki palucha, zginacz krótki palców, czworoboczny podeszwy, glistowate, międzykostne podeszwowe i grzbietowe [133, 135, 136, 138, 139].

Wszelkie nieprawidłowości i zmiany w budowie kośćca stopy decydują o zaburzeniach jej sklepienia i wpływają na szereg zmian w lokomocji.

1.2.2. Funkcja i biomechanika

Charakterystycznymi cechami stopy są: sprężystość i wytrzymałość, które warunkują jej działanie. Stopa jest silną strukturą, zdolną adaptować się do zmiennego podłoża. Ciężar ciała przenoszony jest na 3 punkty podparcia stopy, które powinny być zachowane w celu prawidłowego kontaktu z podłożem, tj.: guz piętowy, pierwsza i piąta głowa kości śródstopia [141-143].

Podstawową funkcją stopy w czasie przybrania pionowej postawy ciała jest rola podporowatności. Przenoszone na stopę obciążenia wpływają znacząco na ukształtowanie jej struktury kostnej oraz napięcie stabilizatorów czynno-biernych, tj. aparat więzadłowo-torebkowy stawów i mięśnie [137, 144].

Rola stopy jest istotna zarówno w pozycji statycznej, jak i dynamicznej. Podczas lokomocji pełni role: wyhamowania, amortyzacji sił w reakcji z podłożem, podparcia, napędu ruchu. Dogłębne poznanie dynamiki stopy w czasie ruchu pozwala ocenić jej stan [139, 143, 144].

Stopa w cyklu chodu

Stopa w czasie pojedynczego cyklu chodu znajduje się w dwóch fazach: podporowej, która stanowi około 60% oraz przenoszenia, stanowiącej 40%. W czasie podporu (około 3/5 cyklu) ruch w stopie odbywa się od kości piętowej do głów kości śródstopia. Najpierw stopa wchodzi w pierwszą fazę chodu, kontaktując się z podłożem (ang. *initial contact*, IC). Następnie dochodzi do obciążenia stopy, równocześnie włączają się amortyzatory w kończynie (ang. *loading response*, LR). Jest to moment, kiedy obie stopy znajdują się na podłożu

w tzw. fazie podwójnego podparcia (*double support*). Kolejnym etapem jest przeniesienie podparcia na środek stopy (ang. *midstance*, MSt). Rozpoczyna to moment pojedynczego podporu kończyny (*single support*). W ostatniej fazie podporu i przetaczania stopy (ang. *terminal stance*, TSt), dochodzi do uniesienia pięty (*heel-off*) i obciążenia przodostopia. Ostatni okres podwójnego podporu kończy odbicie palców stopy od podłoża (ang. *pre-swing*, PSw). Następuje rozpoczęcie fazy pojedynczego podporu. W fazie przenoszenia (około 2/5 cyklu) następuje przyspieszenie i oderwanie palców od podłoża (ang. *initial swing*, ISw), przeniesienie kończyny – podfaza środkowa (*midswing*, MSw) i na koniec wyhamowanie (*terminal swing*, TSw) [127, 137, 140, 142].

W prawidłowo ukształtowanej stopie, pierwszy punkt podparcia podczas chodu stanowi tyłostopie – kość piętowa. Przesuwa się ona w kierunku zewnętrznym do kości piszczelowej, wspomagana mięśniem piszczelowym tylnym (amortyzator Schwartza) i kontrolowana więzadłem przyśrodkowym. Stopa ustawia się wówczas w pozycji koślawej (pronacji), na którą składa się kombinacja 3 ruchów w różnych płaszczyznach. Podczas amortyzacji uderzenia piętą o podłoże dochodzi do nawrócenia (ewersji) kości piętowej, zgięcia grzbietowego w stawie skokowym górnym oraz odwiedzenia przodostopia. Mięśnie stawów skokowo-goleniowych górnych kontrolują ustawienie stopy względem podudzia. Uderzenie pięty jest hamowane przez mięsień czworogłowy uda. Cały mechanizm, przy udziale pozostałych stawów kończyny dolnej (biodrowego, kolanowego) umożliwia odpowiednie rozłożenie nacisku sił na stopę w czasie fazy pełnego podparcia, co wpływa na osłabienie wstrząsów. W tym czasie dochodzi do rozluźnienia kości stępu, a przodostopie jest amortyzowane (chronione przed upadkiem) przez ekscentryczny skurcz mięśnia piszczelowego przedniego. Fizjologiczna pronacja jest prawidłowa do zakończenia fazy środkowej podparcia. W momencie wykroku, ostatniej fazy podporu na stawach śródstopno-paliczkowych, tyłostopie ustawia się w szpotawość, a kość skokowa powraca do pozycji neutralnej pociągana m.in. więzadłami skokowo-piętowymi. Kąt zgięcia śródstopno-paliczkowego kontrolują zginacze palców łączące się z trzeszczkami. Leżące na głowie pierwszej kości śródstopia trzeszczki zmieniają kierunek działania mięśni, pozwalając na odbieranie i przenoszenie dużej części nacisku. Fazę podporu kończy oderwanie palucha od podłoża [127, 137, 138, 140].

Mobilność i stabilność stopy

Ruchomość stopy jest zależna od stawu w jakim zachodzi ruch. W zawiasowym stawie skokowym górnym, w płaszczyźnie strzałkowej zachodzą ruchy zginania grzbietowego i podeszwowego. Staw skokowo-goleniowy zawiera się między kostką przyśrodkową, a kostką

boczną ustawioną bardziej grzbietowo. Umieszczenie to powoduje tylno-zewnętrzny przebieg osi ruchu [142].

Staw skokowo-piętowo-łódkowy odpowiada za nawracanie (ewersję) stopy w jednej osi ruchu przebiegającej w stronę wewnętrzną od pięty do palucha, od dołu do góry tzw. osi Henkego. Stawy jako funkcjonalna jedność dają możliwość wykonania złożonych ruchów ewersji i inwersji [142]. Oba wymienione stawy współpracując pozwalają na trzy stopnie swobody ruchu – obwodzenie stopy. Ruch stopy w stawach skokowych oddziałuje na jednoczesne pojawianie się ruchu w połączeniach goleni. Wpływa on na ruch stawu piszczelowo-strzałkowego, napięcia więzozrostu piszczelowo-strzałkowego, czy błony międzykostnej [137, 142]. Połączenie stawowe Choparta pozwala na ruchy: zgięcia, wyprostu oraz rotacji w stopie. Staw Choparta i stępowo-śródstopny (Lisfranca) biorą razem udział w czynnym nawracaniu i odwracaniu stopy. Między kośćmi śródstopia, a paliczkami stawy umożliwiają ruchy prostowania, zginania oraz przywodzenia i odwodzenia palców. W stawach międzypaliczkowych – zawiasowych zachodzą ruchy zginania i prostowania [138, 142].

Stabilizatory stopy

Stabilizację stopy i jej ruch warunkują układ więzadłowo-torebkowy oraz mięśniowy podudzia i stopy (Tab. 1.) [142]. Podłużne wysklepienie stopy wzmacniane jest biernie przez rozciągnięto podeszwowe oraz więzadła: podeszwowe, piętowo-sześciennie, piętowo-łódkowe. Czynnie wzmacniają je przede wszystkim mięśnie: podeszwowej powierzchni stopy, piszczelowy tylny, piszczelowy przedni i strzałkowy długi (strzemię ścięgnięte stopy). Poprzeczne wysklepienie stopy podtrzymywane jest przez mięśnie: piszczelowy tylny i strzałkowy długi, przywodziciel palucha oraz więzadła śródstopno-podeszwowe. W obciążeniu statycznym poprzeczne i podłużne wysklepienie stopy usztywniają także mięśnie krótkie stopy [136, 137, 142].

Łukowata budowa stopy wpływa na zwiększenie jej sprężystości i elastyczności [145, 146]. Konstrukcje zewnętrzną stopy tworzą napięte między punktami obciążenia łuki: podłużne i poprzeczny [129, 133, 139]. Odpowiadają one za adaptację do zmieniającego się podłoża, przenoszenie obciążeń i pośrednio ruch kończyny. Od strony wewnętrznej stopy działa dynamicznie łuk podłużny przysrodkowy, przebiegający od punktu na kości piętowej (guza piętowego), poprzez kość łódkowatą, klinowatą w kierunku głowy pierwszej kości śródstopia. Od strony zewnętrznej stopy znajduje się statyczny łuk podłużny boczny, który przechodzi od punktu na kości piętowej (guza piętowego) do głowy piątej kości śródstopia. W stopie znajduje się razem pięć podłużnych łuków. W obrębie przodostopia ważne jest ustawienie i kształt kości

Tabela 1. Główne stabilizatory wpływające na wysklepienie podłużne i poprzeczne stopy (na podstawie [129,142]).

Łuk	Stabilizatory bierne	Stabilizatory czynne
podłużny przyśrodkowy	władło piętowo-łódkowe władło piętowo-sześciennie władło podszwowe długie rozciągnio podszwowe	piszczelowy tylny zginacz palucha długi przywodziciel palucha
podłużny centralny		czworoboczny podszwy zginacz palców długi zginacz palców krótki
podłużny boczny		strzałkowy długi strzałkowy krótki przywodziciel palca małego
poprzeczny przedni	władła śródstopno-podszwowe	przywodziciel palucha
poprzeczny środkowy		strzałkowy długi
poprzeczny tylny		piszczelowy tylny

klinowatych wpływających na sklepienie poprzeczne. Od kości klinowatych do kości sześcienniej rozciąga się łuk poprzeczny tylny. Kolejno pomiędzy głowami (pierwszą-piętą) kości śródstopia przebiega łuk porzeczny przedni. Środkowy łuk poprzeczny tworzy przebieg przez kości klinowate oraz sześcienną. Tylny łuk obejmuje kość sześcienną i łódkowatą. Funkcjonalnie podczas obciążenia stopy, głowy kości śródstopia obniżają się i stykają z podłożem powodując spłaszczenie łuku poprzecznego. W momencie odciążenia następuje powrót do trypunktowego podparcia stopy. Łuki podłużne i poprzeczne stopy pozwalają rozłożyć harmonijnie obciążenie na właściwe płaszczyzny podparcia, tj. głowę I. i V. kości długiej śródstopia oraz kość piętową [129, 141, 142, 147, 148].

1.2.3. Przyczyny i rodzaje zaburzeń

Zaburzenia pracy stopy mogą być spowodowane jej nieprawidłowym ukształtowaniem w wyniku deformacji lub niewydolnością mięśniową. Do czynników wpływających na zniekształcenie struktury stopy zalicza się m.in.: nadwagę, wady postawy i stóp, osłabienia aparatu ruchu, choroby przewlekłe, nadmierne obciążenia, utrzymywanie długotrwałej złej pozycji (podczas: siedzenia, stania, biegania), nieodpowiednie lub twarde podłoże, źle dobrane obuwie, przebyte urazy, predyspozycje osobnicze. Przyczynami wrodzonych deformacji są m.in.: uszkodzenia układu nerwowego, niedorozwój kośćca, atonia mięśniowa. W wyniku zniekształceń stóp często dochodzi do utraty poprawnej funkcji stopy i dolegliwości bólowych [139]. Dotychczas nie wyjaśniono w pełni wszystkich przyczyn powstawania wad stóp [141, 143].

Zaburzenia czynnościowe napięcia łuków stopy wpływają na jej budowę: długość, szerokość i wysokość wysklepienia [139]. Osłabienie włądeł i mięśni powoduje zwiększenie

funkcjonalnej długości łuku podłużnego. Wpływa to automatycznie na poszerzenie konstrukcji stopy oraz stopniowe obniżanie wysokości łuku podłużnego, a następnie na jego zapadnięcie. W tych warunkach dochodzi do obniżenia kości skokowej (m.in. podwichnięć w stawie skokowo-łódkowym), przesunięcia podeszwowego kości łódkowatej, odwiedzenia i koślawości tyłostopia, odwiedzenia przodostopia, ułożenia pronacyjnego stopy [tabela 2]. Wydolność łuków podłużnych stopy obniża się i tworzy się stopa płaska (*pes planus*) przylegająca prawie całą powierzchnią do podłoża. Płaskostopiu nabytemu sprzyjają dysfunkcje mięśni łydki: piszczelowego tylnego, brzuchatego łydki oraz przykurcz ścięgna Achillesa. Dochodzi do rotacji wewnętrznej kości piszczelowej, co sprzyja koślawieniu stawu kolanowego [129, 137, 141, 142]. W stopie płaskiej jest zwiększona podczas lokomocji mobilność tyłostopia, śródstopia i przodostopia [69, 121, 137, 142, 149, 150].

W sklepieniu poprzecznym niewydolność mięśniowo-więzadłowa powoduje obniżenie głów kości śródstopia i spłaszczenie łuku poprzecznego. Pod wpływem docisku do podłoża nadmiernie obciążonych głów kości śródstopia pojawiają się dolegliwości bólowe i zapalne, powstają modzele, odciski. Szpotawo ustawiona pierwsza kość śródstopia wpływa na koślawość palucha, a w następstwie dochodzi do młotkowatego ustawienia palców [142, 151, 152]. Przywiedzeniowo na paluch działają krótkie mięśnie palucha, których wektor działania zmienia się wraz z przywiedzeniem śródstopia [141, 142]. Złe ustawienie kości powoduje zmiany w konstrukcji stopy tworząc tzw. płaskostopie poprzeczne. Szczególnym czynnikiem predysponującym do powstania stopy płaskiej poprzecznej (*pes transverso-planus*) jest nadmierny ciężar ciała [141, 152].

Ryzyko wykształcenia się stopy płasko-koślawej (*pes plano-valgus*) wynika z rozluźnienia dwóch łuków podłużnego i poprzecznego. Zaburzenia prowadzą do zmian ustawienia tyłostopia – pięta w koślawości i przodostopia – do odwiedzenia. Ścięgno Achillesa znajduje się w przykurczu, a mięśnie kończyny dolnej są nieprawidłowo napięte, powodując często objawy bólowe i zaburzenia biomechaniki stawów kolanowych (koślawość kolan), czy biodrowych [141, 142, 152].

W sytuacji rozluźnienia więzadeł bocznych stawów skokowych i mięśni strzałkowych dochodzi do skręcenia tyłostopia do wewnątrz, prowadząc do ukształtowania stopy szpotawej (*pes varus*) [141, 142, 152].

Przeciwnieństwo stopy płaskiej stanowi stopa wydrążona (*pes excavatus*), gdzie przyczyną deformacji jest nierównowaga mięśniowa, powodująca skrócenie łuków podłużnych stopy,

zwłaszcza uwidocznia się to na łuku przysródkowym. Zaobserwować można czynnościowo nadmierne zgięcie podszwowe, tyłostopie ustawione szpotawo. [144] Sklepienie podłużne jest wysokie, pogłębione, a stopa znajduje się w nadmiernej supinacji. Funkcjonalnie stopa wydrążona ma mniejszą elastyczność i mobilność oraz gorszą amortyzację. W środkowej części stopy brakuje pełnego styku z podłożem [69, 141, 144, 152, 153].

Nieprawidłowe ukształtowanie stóp, patologiczne ustawienie w nadmiernej pronacji, czy supinacji prowadzi do zaburzeń biomechanicznych stopy, a pośrednio do urazów [68, 121, 139, 144, 153, 154].

Podczas chodu uwidoczniają się różne deficyty związane z funkcjonowaniem stopy. Przykurczone mięśnie kulszowo-goleniowe, ograniczenia ruchomości stawów skokowych, czy skrócenie ścięgna Achillesa, wpływają na nieodpowiedni lub ograniczony kontakt stopy z podłożem podczas podporu. Brak prawidłowej ekscentrycznej i koncentrycznej pracy mięśni podudzia nie kontroluje właściwie stopy w czasie amortyzacji podczas chodu. Osłabienie mięśni prostowników stopy nie pozwala na właściwe jej uniesienie, a całkowita ich dysfunkcja wywołuje opadanie [137, 155]. W czasie chodu brak właściwej stabilizacji stawu kolanowego oraz odpowiedniego wyhamowania kończyny przed uderzeniem pięty o podłoże wiąże się z zaburzeniami mięśni kulszowo-goleniowych (blokują pęd ruchu) oraz czworogłowego uda (hamuje siłę uderzenia). Dysfunkcja mięśni przywodzicieli i odwodzicieli wpływa na niewłaściwą kontrolę stabilizacji miednicy i ustawienie kończyny dolnej podczas fazy obciążenia. Stopień deficytu pracy mięśnia pośladkowego wielkiego warunkuje zakres ruchu prostowania w stawie biodrowym i blokowanie rotacji uda do wewnątrz w czasie podparcia kończyny, wpływając poprzez taśmy anatomiczne na stopę. Zaburzenie prostownika grzbietu i odwodziciela uda może wpływać na pochylanie miednicy, a pośrednio na obciążenia obszarów stopy. Elewacja miednicy i uniesienie pięty bywają ograniczone w związku z osłabieniem mięśnia trójgłowego łydki. Zaburzenia funkcji mięśni m.in.: piszczelowego przedniego, prostownika palucha, prostowników palców wpływają na osłabienie zgięcia grzbietowego stopy w czasie fazy wykroku. Braki w wydolności mięśni stopy i podudzia, osłabiają stabilizację i kontrolę ruchu stopy podczas wykroku [127, 152, 156, 157].

1.2.4. Łańcuch mięśniowo-powięziowy

Tkanka mięśniowa i tkanka łączna działają nierozzerwalnie i współzależnie jako jedna ciągłość. Wzajemne ich napięcie odgrywa istotną rolę w warunkach adaptacji ciała podczas ruchu, umożliwiając między innymi: ślizg, stabilizację stawów i przenoszenie obciążeń.

Nadmierne napięcia i przeciążenia kompleksu mięśniowego na poszczególnym poziomie wpływają na zaburzenia w obrębie całego łańcucha mięśniowo-powięziowego.

Mięśnie znajdujące się wzdłuż ciała są ze sobą powiązane za pomocą struktury powięziowej tworząc długie łańcuchy, tzw. taśmy anatomiczne. Mayers wyróżnia siedem głównych sieci powięziowych, tj.: powierzchowną przednią, głęboką przednią, powierzchowną tylną, spiralną, kończyny górnej, funkcjonalną oraz boczną. Stopa stanowi ważne ogniwo taśm powierzchownych oraz spiralnej i bocznej [156, 157].

Taśma boczna

Na stopie, podeszwowo od strony przyśrodkowej śródstopia zaczyna się taśma boczna. W kończynie dolnej i obręczy miednicy przebiega bocznie poprzez: staw skokowo-goleniowy, mięśnie strzałkowe, pasmo biodrowo-piszczelowe, mięsień naprężacz powięzi szerokiej i mięśnie pośladkowe. Końcowo rozpina się bocznie w szyi (wyrostek sutkowy), obejmując po drodze: mięśnie brzucha, międzyżebrowe w klatce piersiowej. Wspomaga ona utrzymanie postawy ciała w równowadze, zrównoważenie sił z prawej i lewej strony ciała. W wyższych partiach wpływa na odwiedzenie stawu biodrowego i skłony boczne tułowia. Ruchowo odpowiada za ewersję stopy. Deficyty pojawiające się na przebiegu taśmy zmieniają istotnie konstrukcje stopy, wymuszając jej pronację lub supinację. Nadmierne skrócenie taśmy bocznej ogranicza zgięcie grzbietowe stopy i zaburza jej elastyczność. Skrócenie taśmy funkcjonalnej na poziomie stopy wywołuje: przykurcz pasma biodrowo-piszczelowego, zmiany w ruchomości i osi stawów kolanowych. Kolejno dysfunkcje stopy mogą oddziaływać na: skrócenie mięśni odwodzących i ograniczenia ruchu przywiedzenia w stawie biodrowym, lordozę lędźwiową, dekompensację boczną klatki piersiowej, mobilność obręczy biodrowej, skłon boczny w odcinku szyjnym [156, 157].

Taśma przednia

Taśma przednia obejmuje powierzchnię przednią ciała, przebiegając od paliczków na stronie grzbietowej stopy, poprzez miednicę, a kończąc się bocznie na czaszce. W utrzymaniu postawy działa przy wyprostowanych stawach biodrowych, równoważąc napięcie taśmy powierzchownej tylnej. Stopa wpływa na wyższe partie poprzez swoje ustawienie, działanie mięśnia prostownika długiego i krótkiego palców oraz piszczelowego przedniego. Struktury położone powyżej tj.: mięsień czworogłowy, prosty brzucha, czy mostkowo-sutkowo-obojęczykowy w ciągłości powięzi mogą rzutować na stopę i odwrotnie [156, 157].

Taśma tylna

Miejsce stopy w taśmie powierzchniowej tylnej podlega szczególnej uwadze ze względu na występowanie najczęściej dysfunkcji stóp zależnych od tylnych sieci powięzi. Taśma zaczynając się od paliczków na stronie podeszwowej stopy rozpiną się do czubka głowy, kończąc się na linii brwi. Funkcją ciągu powięziowo-mięśniowego jest utrzymanie wyprostnej postury ciała. Deficyty taśmy w obrębie stopy mogą dotyczyć: rozciągnięcia podeszwowego, zginaczy palców, ścięgna Achillesa. Osłabione mięśnie krótkie podeszwowe i zginacze krótkie palców rozluźniają łuk podłużny wywołując zmiany ustawienia tyłostopia względem kości śródstopia (głównie I i V). Niewydolność podeszwy stopy może powodować przykurcz mięśni tylnej grupy uda i podudzia, funkcjonalnie przeprost stawów kolanowych. W taśmie tylnej obserwować można również zaburzenia pracy: miednicy, mięśni prostowników grzbietu (spłylenie lordozy w odcinku lędźwiowym), powięzi krzyżowo-lędźwiowej, czy rozciągnięcia naczaszego i czepca ścięgniętego okolicy potylicznej (przeprost lordozy odcinka szyjnego). Zachowanie prawidłowego napięcia wymienionych struktur w taśmie wpływa znacząco na układ i funkcje stopy [156, 157, 158].

Taśma spiralna

Taśma spiralna pełni rolę podtrzymującą inne taśmy. Zapewniając wzmocnienie struktur mięśniowo-powięziowych wpływa wielokierunkowo (we wszystkich płaszczyznach ruchu) na równowagę ciała. Dysfunkcje w obrębie taśmy spiralnej oddziaływać mogą na pozostałe taśmy. Najczęściej dochodzi do zaburzenia prawidłowej postawy ciała spowodowanej: rotacjami, torsjami, przemieszczeniami w wyniku osłabienia lub przeciążenia na poszczególnym odcinku taśmy spiralnej. W stopie taśma obejmuje podstawę pierwszej kości śródstopia. W powięzi wpływ bezpośredni na stopę mają mięśnie: strzałkowy długi oraz od drugiej strony stopy, mięsień piszczelowy przedni. Mięśnie współzależne powięziowo stanowią: dwugłowy uda, prostownik grzbietu, napinacz powięzi szerokiej, zębaty przedni, płatowaty szyi i głowy, mięśnie skośne brzucha, równoległoboczne, pasmo biodrowo-piszczelowe [156, 157].

Podczas przemieszczania się transfer energii i rozkład sił przypadających na stopę jest zależny od wydolności ciągu struktur mięśniowych objętych powięzią taśmy anatomicznej.

1.2.5. Łańcuch kinematyczny

Wykonywanie prawidłowych wzorców ruchowych wymaga właściwego współdziałania ogniw łańcucha biokinematycznego. Zaburzenie któregośkolwiek z nich pociąga za sobą lawinę zmian w obszarach położonych proksymalnie lub dystalnie [159].

Prędkość ruchu

Kompleks stawów skokowych i stopy odgrywa istotną rolę w łańcuchu kinematycznym kończyn dolnych [144, 160, 161]. Wśród czynników wpływających na funkcję łańcucha biokinematycznego w kończynie dolnej ważną jest prędkość poruszania się. Zwiększenie prędkości chodu wpływa na przenoszenie większych obciążeń w obszarze stawów Choparta oraz stawów śródstopno-paliczkowych Lisfranka [160]. Zmniejszenie prędkości chodu optymalizuje siły przenoszone do środkowej części przodostopia. Chód z naturalną prędkością z kolei pozwala na zmniejszenie obciążenia pięty [162].

Zaburzenia stabilności stawów skokowo-goleniowych

Niestabilność stawów skokowo-goleniowych wpływa na zaburzenia koordynacji między kością piszczelową a kością piętową, wskutek czego oddziałuje na zaburzenia kontroli motorycznej stawów kolanowych [137, 163]. Skręcenie supinacyjne stawu skokowo-goleniowego sprzyja ustawieniu dystalnemu kości strzałkowej, tym samym powodując rozciąganie i większe napięcie mięśnia dwugłowego uda. W efekcie może dochodzić do: tylnej rotacji miednicy, dysfunkcji stawu krzyżowo-biodrowego, w wyniku pociągania guza kulszowego [142]. Przewlekła niestabilność stawu skokowo-goleniowego prowadzi do: ograniczeń zgięcia grzbietowego stopy, obniżenia tonusu mięśnia piszczelowego przedniego, zwiększonego napięcia strzałkowego długiego, głowy przyśrodkowej brzuchatego łydki oraz zwiększonej aktywności mięśnia pośladkowego średniego [164-166].

Typ stopy

Stopa szpotawa sprzyja skręceniom bocznym stawu skokowego [144]. Potwierdzono, że u sportowców stopa ustawiona w supinacji może powodować ból stawów kolanowych [167] i większą aktywację mięśnia dwugłowego uda [168]. Sztywność mechaniczna stopy szpotawej naraża częściej sportowców na urazy stawów skokowych i stopy, bardziej niż stopa prawidłowa [169]. Ustawienie stopy wpływa na rozbudowę i wydolność mięśnia czworogłowego uda. Stopa w pronacji powoduje osłabienie mięśnia prostego uda i głowy przyśrodkowej mięśnia czworogłowego uda [161]. Obniżony łuk stopy przeciąża m. odwodzień palucha, w porównaniu do stopy prawidłowej (USG) [170]. Brak elastyczności łuku podłużnego stopy wpływa na zwiększenie udziału sił reakcji podłoża w płaszczyźnie czołowej [171]. Wykazano, że stopa płaska przenosi większe obciążenia niż stopa wydrążona [68, 172].

U osób z nadmiernym ciężarem ciała występuje zwiększenie przeciążeń wewnątrz struktur stopy [173]. Zauważalne są też zmiany w rozkładzie sił w obszarze podeszwy [174]. Częściej wówczas pojawiają się stopy pronacyjne, prowadząc do ograniczeń ruchomości w płaszczyźnie czołowej

i strzałkowej, zmniejszenie długości kroku i częstotliwości kadencji [173]. Stopa z wyraźną pronacją ma upośledzoną kontrolę ruchu i narażona jest na działanie układu sił wywołujących większe jej obciążenia, porównując do stopy prawidłowej [175]. Wymieniony typ stopy może predysponować do częstszych urazów podczas chodu czy skoków [175-177]. Nadmierna pronacja stopy wpływa na podatność rozwoju niespecyficznego bólu dolnego odcinka kręgosłupa [178] oraz zmiany w aktywności bioelektrycznej mięśni w odcinku lędźwiowym [179]. Pośrednio jej ustawienie warunkuje ruch goleni, przyczyniając się do przeciążenia kości piszczelowej od strony przyśrodkowej [180]. Stopa w pronacji oddziałuje na mięśnie podudzia, utrzymujące inwersję i ewersję [168, 179, 180]. Zaliczyć tu należy mięsień piszczelowy tylny i przedni, zginacz długi palucha, które wykazują wzrost amplitudy EMG oraz strzałkowy długi o obniżonej amplitudzie w badaniu EMG, w porównaniu do stopy prawidłowej i w supinacji. Ustawienie koślawe stopy powoduje także większą aktywację mięśni: półścięgnistego oraz półbłoniastego (EMG) [179]. Przywiedzione przodostopie oraz długie i wąskie śródstopie predysponują do większych przeciążeń i złamań piątej kości śródstopia [181]. Na zakres ruchomości stawów skokowych, także u sportowców z piętą Haglunda oraz pronacją tyłostopia, wpływają usztywnienia zewnętrzne w postaci bandaży elastycznego, tapingu i ortez [182-185].

Obuwie

Oddziaływanie w łańcuchu kinematycznym zależy także od obuwia [124, 179, 186, 187]. Doniesienia sugerują, że odpowiednio dobre obuwie właściwie ustawia stopę i stanowi jedną z ważniejszych metod profilaktyki urazów [33, 124, 188]. Istnieje zależność między kinematyką stawu kolanowego i skokowo-goleniowego oraz zastosowanym rodzajem obuwia sportowego, a reakcją sił podłoża [186]. Wykazano, że w obszarze śródstopia oraz przodostopia, od strony bocznej, działają większe siły na podłoże w butach korkowych, w porównaniu do butów turf [124]. Zakres zgięcia grzbietowego pierwszego stawu śródstopno-paliczkowego (1 MTP) jest zależny od elastyczności podeszwy buta w obszarze przodostopia [187]. Ruch rotacyjny stawów skokowo-goleniowych jest związany ze sztywnością obrotową buta [185, 189]. Źle dobrane obuwie może zaburzać pracę ścięgna Achillesa i prowadzić do jego uszkodzeń. Tendinopatia Achillesa wpływa na funkcję mięśnia strzałkowego długiego, brzuchatego łydki i mięśni pośladkowych [190].

Mięśnie stopy

W badaniach potwierdza się związek między wzmacnianiem mięśni podeszwowych krótkich, a siłą mięśni zginających staw kolanowy. Ćwiczenia krótkich mięśni podeszwy stóp zmniejszają pronację i ból stopy, opadanie kości łódkowatej [191, 192]. Niewydolność

mechanizmu skracania-rozciągania rozciągnięta podeszwowego (*windlass test*) skutkuje przeciążeniem śródstopia, zwiększeniem pronacji stopy, obniżeniem łuku podłużnego [193]. Trening skracania łuków stopy wzmacnia przyśrodkowo-podeszwową stronę śródstopia, zapobiegając płaskostopiu [192]. Wzmacnianie mięśni prostujących stopę, wpływa na skrócenie łuku podłużnego i poprzecznego, tym samym wspomagając wydajność podczas chodu i w statyce. Zauważono, iż wśród sportowców trening siłowy zginaczy podeszwowych stopy jest równie ważny, ale jego skuteczność wymaga większych obciążeń [194]. Potwierdzono, że wzmacnianie mięśni stóp przyczynia się do prewencji urazów w stopie płasko-koślawej/pronacyjnej [195]. Zmiany postawy stopy tj. ustawienie pronacyjne, czy supinacyjne wpływają na zaburzenia kinematyki prowadząc do urazów [121].

1.2.6. Stabilność i równowaga

Charakterystyczna konstrukcja stopy warunkuje utrzymanie prawidłowej postawy ciała [145]. Dodatkową cechą stopy jest jej funkcja sensoryczna. Przesunięcia środka ciężkości (COM) mają wpływ na pozycję stopy i odwrotnie [145, 146, 172, 196]. Na podstawie licznie przeprowadzonych badań stwierdzono, że ocena równowagi jest ważna w sporcie. Kluczowym elementem jej utrzymania jest zachowanie stabilności narządu ruchu w warunkach statycznych i dynamicznych. Kontrolę nad nią sprawują narządy: wzroku, przedsionkowy oraz receptory czucia głębokiego i skórne [196, 197].

Zaburzenia równowagi wiążą się ze wzmożonym ryzykiem urazów u sportowców [198, 199]. Chroniąc zawodników przed wykluczeniem z gry i gorszymi wynikami sportowymi stosowane są przesiewowe badania kontroli motorycznej i równowagi [197, 200]. Pośród metod badawczych wyróżnia się m.in.: test równowagi *Star Excursion Balance Test* (SEBT), *Y-balance test* (YBT, zmodyfikowany - mSEBT), platformy równoważne i balansowe, test kontroli motorycznej *Functional Movement Screen* (FMS), testy stania jedno nogi - *Single Leg Balance* (SLB), testy skoków, testy statyczne *Balance Error Scoring System* (BESS) [197-204].

Wrażliwość testu YBT została wielokrotnie wykorzystana do oceny równowagi grup sportowych. Zaburzenia równowagi badano u osób po: skręceniach oraz z przewlekłą niestabilnością stawów skokowo-goleniowych, ale także w przypadku uszkodzeń więzadła krzyżowego przedniego (ACL) czy bólu rzepkowo-udowego [166, 204, 205]. Wykazano związek stabilności stawowej i równowagi w czasie testów SLB oraz mSEBT [166, 206, 208]. Badacze potwierdzają, że ograniczenia zakresów ruchomości stopy po urazach oraz w przewlekłej niestabilności stawów skokowych determinują utrzymanie równowagi [144, 164, 166, 207]. W badaniach uwidaczniane są współzależności łańcucha kinematycznego

oddziałujące na kontrolę dynamiczną postawy ciała [144, 209]. Niskie wyniki testu równowagi mSEBT u osób ze zwiększonym ciężarem ciała mogą być prognostykiem bezkontaktowego urazu w stawie skokowo-goleniowym [209]. Niedostateczna stabilizacja stawów skokowo-goleniowych może być powiązana ze słabą stabilizacją mięśniową miednicy i dawać gorsze wyniki kontroli postawy podczas testów równoważnych [206]. W przewlekłej niestabilności stawów skokowo-goleniowych wykazano zwiększone boczne wychylenia COP w czasie fazy podporu, z jednoczesnym wzrostem aktywacji mięśnia pośladkowego średniego [144, 165]. Dynamika koordynacji obciążeń między stopami i wewnątrz stopy kontroluje częściowo stabilność postawy, poprzez regulację COP [210]. Z kolei trening równoważny, poprzez ćwiczenia w stawie kolanowym i stopie wpływają na poprawę stabilności funkcjonalnej stawów skokowo-goleniowych [211]. Stretching, ćwiczenia wzmacniające, ekscentryczne i koncentryczne stóp prowadzą do poprawy stabilności dynamicznej [202]. Ćwiczenia rozciągające mięśnie kulszowo-goleniowe są zalecane w celu poprawy równowagi dynamicznej sportowców z ograniczonym zgięciem grzbietowym w stopie [204]. Monitorowanie podstawowych wzorców ruchowych, równowagi i propriocepcji jest zalecane w praktyce klinicznej, w celu zapobiegania urazom u sportowców [203, 212].

1.2.7. Metody diagnostyczne

W diagnostyce stopy wykorzystuje się różnorodne metody. Zaliczamy do nich m.in.: wywiad, badania fizykalne, obserwacyjne, diagnostykę obrazową, badania statyczne i czynnościowe, w tym między innymi: podoskopowe, plantokonturograficzne, podobarometryczne [123, 138, 143, 144, 151, 152, 213].

Metody przedmiotowe – obserwacyjne, dotykowe, czynnościowe (funkcjonalne)

Badanie ortopedyczne wymaga zebrania informacji dotyczących mechanizmu i okoliczności powstania urazu. Przeprowadzony wywiad wzbogacony jest obserwacją i palpacją stóp [142]. Istotna jest ocena ciepłoty skóry na całej powierzchni stopy. W obu kończynach dolnych przeprowadzane są porównawczo pomiary goniometryczne zakresów ruchomości oraz testy funkcjonalne. Oceniana jest siła mięśniowa stawów stopy i skokowo-goleniowych. W badaniu przedmiotowym sprawdza się także: stan naczyń krwionośnych, umiejscowienie i rozmiar obrzęku, neuropatie, odruchy neurologiczne stopy oraz wzorzec poruszania się w obuwiu i boso. Kontroluje się biomechanikę stopy, ustawienie w stosunku do osi całej kończyny i postawy ciała [152]. Ze względu na osobnicze cechy, np. nadmierną wiotkość więzadłową stawów, wnioski powinny bazować na porównaniu z przeciwległą kończyną dolną i dobrym wywiadzie [142, 213-215]. Narzędziem pomocniczym, wspierającym ocenę

subiektywną jest badanie radiologiczne. [152, 213, 216]. Uzupełnieniem badania jest przeprowadzenie testów równoważno-koordynacyjnych w staniu jednonóż (SLB) [142]. W celu oceny ukształtowania stopy stosuje się skalę oceny postawy stopy, tj. *Foot Posture Index 6* (FPI-6) [147, 148]. Tkanki miękkie ocenia się manualnie napinając wybrane struktury. W przypadku niekurczliwych struktur stosuje się rozciąganie [217].

Metody antropometryczne

Pomiary antropometryczne wykorzystują określone punkty na stopie i podudziu do oceny biernej konstrukcji stopy. Stosuje się: przyrządy miernicze, taśmy metryczne, cyrkiel kabłąkowy, suwak antropologiczny, wysokościomierz. Wykonuje się pomiary długościowe i obwodowe stopy względem podudzia [141, 218]. Jedną z metod jest wskaźnik podometryczny Friedlanda, zwany też indeksem sklepienia (Ix), określający spłaszczenie stopy, na podstawie długości i wysokości sklepienia stopy [141].

Plantokonturografia

Metody plantokonturograficzne polegają na wykonaniu odbitki podeszwy stopy i obrysowaniu jej konturów, a następnie analizie. Metoda jest powszechnie stosowana, pozwala łatwo wyznaczyć: kąty, długość, szerokość i osie stopy. Odbicie stopy zalicza się do jednej z kategorii, tj. stopa: płaska, wydrążona, prawidłowa. Kwalifikację ułatwiają wskaźniki Bałakirewa, Ky wg Sztritera-Godunowa, Wejsfloga „W”, głębokości wysklepienia podłużnego, kątowy Clarke’a oraz podział typów stóp wg Bochenka [141, 216, 219-223]. Wskaźnik Wejsfloga ocenia wysklepienie poprzeczne stopy [141, 219, 220, 224]. Charakteryzując stan wysklepienia podłużnego stopy skorzystać można z metody wyznaczania kąta Clarke’a (CL) i wskaźnika KY [141, 223, 225, 226, 227]. Wskaźnik Bałakirewa określa stopę: prawidłową, w supinacji i pronacji [141].

Podoskop

Metoda podoskopowa uwidacznia styk stopy z podłożem na przezroczystej szklanej płycie z lustrem. Umożliwia ocenę kształtu stopy oraz rozkładu jej nacisku. Obrazuje dokładnie miejsce spłaszczenia stopy. Badanie wspomagane powinno być oceną ustawienia stawów skokowo-goleniowych, kolanowych i biodrowych, miednicy, co daje wszechstronny obraz stopy w stosunku do całego ciała. Podoskaner, skaner 2D, 3D to nowocześniejsze wersje podoskopu, umożliwiające skanowanie odbicia podeszwy stopy i opracowania danych przez odpowiedni program komputerowy. Analiza uzyskanych wyników pozwala szybko ocenić parametry stopy i jej dysfunkcje [216, 228, 229].

Aparatura pedobarograficzna / Komputerowe badania stóp

Rozwój technik bioinżynieryjnych przyczynił się do wzbogacenia stosowanych dotychczas metod subiektywnych i manualnych. Obecnie analiza wielkości obciążeń stóp w statyce i w ruchu jest możliwa dzięki obiektywnym i specjalistycznym platformom lub wkładkom sensorycznym do obuwia, z możliwością diagnostyki komputerowej. Urządzenia te cechują się dokładnością odczytu zmiennych stabilo- oraz pedo-barometrycznych [130, 230, 231]. Badania polegają na ocenie sił reakcji podłoża. Na podstawie danych można odczytać m.in. rozkład nacisku sił płaszczyzny podparcia w obszarze przodostopia, śródstopia, tyłostopia, a także porównać dystrybucję obciążenia między prawą i lewą kończyną dolną. Określić można także zmienność ustawienia rzutu środka ciężkości ciała (środek nacisku stóp, COP – *center of feet pressure*), oceniając parametry tj.: prędkość przemieszczania, średnią długość ścieżki czy pole powierzchni. Pośrednio pozwalają na weryfikację zaburzeń równowagi oraz kontroli postawy ciała. Analiza jest możliwa do wykonania w pozycji statycznej i podczas pracy dynamicznej np.: różne ustawienie stóp, wychylenie tułowia, ruch miednicą, chód lub bieg [146, 230, 232, 233].

Platforma Zebris FDM-S, którą zdecydowano się zastosować w niniejszych badaniach pozwala dokładnie określić procentowe obciążenie: przodostopia i tyłostopia oraz całkowite stopy lewej i prawej w testach statycznych. W czasie chodu możliwe jest określenie działania maksymalnej siły i czasu przetaczania stopy, tj. od styku pięty z podłożem do czasu odbicia przodostopia. Ważnymi parametrami i często porównanymi w pracach klinicznych są wartości maksymalnej siły [N] i procent czasu jej działania oraz maksymalny nacisk podeszwy stopy na podłoże [N/cm²]. W czasie ruchu dynamicznego platforma odczytuje dane z wyżej wymienionych segmentów stopy, tj.: przodostopia, śródstopia, tyłostopia. Możliwa jest także analiza obciążeń każdego punktu na stopie [234].

Komputerowa diagnostyka pozwala korygować naciski i obciążenia stóp poprzez feedback, prowadzić profilaktykę i leczyć zaburzenia. Badania zawierają duże ilości informacji, przedstawiają zarówno wartości liczbowe i schematy graficzne. Obiecująca wiarygodność i rzetelność badań na platformie pedobarograficznej, wydaje się być odpowiednim narzędziem pomiarowym dla oceny wielkości obciążeń stóp w wybranej grupie graczy futbolu amerykańskiego.

2. CEL PRACY I PROBLEMY BADAWCZE

Cel główny

Celem głównym badania była ocena stanu anatomopatologicznego i funkcjonalnego stóp u czynnych graczy futbolu amerykańskiego.

Cele szczegółowe

1. Badanie wpływu cech antropometrycznych, tj.: wiek i BMI na stan funkcjonalny stóp u zawodników futbolu amerykańskiego.
2. Wpływ uprawiania futbolu amerykańskiego na urazowość stóp.
3. Wpływ futbolu amerykańskiego i czasu jego uprawiania na ukształtowanie stóp.
4. Wpływ uprawiania futbolu amerykańskiego na funkcje podporowo-nośną stóp.
5. Wpływ pozycji gracza: ofensywnej, defensywnej na zaburzenia funkcji stóp.
6. Określenie znaczenia zaburzeń równowagi dla prawidłowego funkcjonowania stóp.

Hipotezy

1. U graczy futbolu amerykańskiego, wiek i BMI mają wpływ na stan funkcjonalny stóp.
2. Trenowanie futbolu amerykańskiego zwiększa ryzyko urazu stóp.
3. Futbol amerykański oraz czas jego uprawiania wpływa na ukształtowanie stopy.
4. Uprawianie futbolu amerykańskiego zmienia wzorzec obciążeń stóp.
5. Pozycja sportowa: ofensywna, defensywna wpływa odmiennie na zaburzenia funkcji stóp.
6. Zaburzenie równowagi ma znaczenie dla prawidłowego funkcjonowania stóp.

3. MATERIAŁ I METODY ZBIERANIA DANYCH I ICH ANALIZY

3.1. Grupa badana i kontrolna

Badania wykonano u 105 losowo zrekrutowanych mężczyzn w wieku 16-35 lat. Grupa badana obejmowała 70 sportowców w średnim wieku $22,6 \pm 4,1$ lat, o średniej masie ciała $91,8 \pm 19,6$ kg i wzroście średnio $184 \pm 7,1$ cm, uprawiających futbol amerykański w Klubie Kraków Football Kings (Tab. 2.). Zawodników podzielono dodatkowo na dwie grupy ze względu na zajmowaną pozycję podczas gry (Tab. 3.).

Grupę kontrolną stanowiło 35 studentów Wydziału Nauk o Zdrowiu UJCM w średnim wieku $21,5 \pm 3,3$ lat, masie ciała średnio $72,8 \pm 10,8$ kg i wzroście średnio $179,8 \pm 4,7$ cm. Liczbę oraz procent uczestników badania przedstawia tabela 3.

Cechy antropometryczne grupy badanej, z podziałem na grupę ofensywną i defensywną, oraz kontrolnej zostały przedstawione w tabeli 4.

Tabela 2. Charakterystyka badanej grupy

Zmienna	Grupa badana			Grupa kontrolna			p
	N	średnia	SD	N	średnia	SD	
wiek [lata]	70	22,6	4,1	35	21,5	3,33	0,15
wysokość ciała [cm]	70	184	7,1	35	179,8	4,7	<0,01**
masa ciała [kg]	70	91,8	19,6	35	72,8	10,8	<0,01*

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, $p < 0,05$ wartość istotna statystycznie, * test U Manna-Whitneya, ** test t Studenta dla grup niezależnych

Tabela 3. Charakterystyka podziału badanej grupy

Zmienna		N	%
Grupa badana	pozycja ofensywna	41	39,05
	pozycja defensywna	29	27,62
Grupa kontrolna	-	35	33,3

N – liczba badanych

Tabela 4. Opis cech ilościowych badanej grupy

Zmienna	Grupa ofensywna			Grupa defensywna			Grupa kontrolna		
	N	średnia	SD	N	średnia	SD	N	średnia	SD
wiek [lata]	41	22,5	4,29	29	22,79	3,99	35	21,46	3,33
wysokość ciała [m]	41	1,8	0,08	29	1,85	0,05	35	1,8	0,05
masa ciała [kg]	41	90,9	21,54	29	93,1	16,64	35	72,8	10,81

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe

Rekrutacja sportowców odbyła się w dwóch etapach. Najpierw skontaktowano się z fizjoterapeutą zawodników telefonicznie i e-mailem, aby przedstawić cel i przebieg badania oraz zaprosić ich do udziału. Następnie, po wyrażeniu zgody przez sportowców na udział w badaniach, członkowie drużyny zostali zaproszeni na zaplanowaną sesję. Gracze FA byli poddani badaniom przed sezonem rozgrywkowym letnim.

Badania zostały przeprowadzone w Pracowni Katedry Ortopedii i Fizjoterapii, Wydziału Nauk o Zdrowiu, Instytutu Fizjoterapii, Uniwersytetu Jagiellońskiego Collegium Medicum. Badania były wykonywane w standardowych warunkach, z zachowaniem obowiązujących procedur w badaniach naukowych.

Komisja Bioetyczna UJCM wyraziła pozytywną opinię dnia 24.05.2018 r. na przeprowadzenie badań (nr 1072.6120,129.2018).

Kwalifikacje uczestników do badań uwzględniały wymienione poniżej kryteria:

Kryteria włączenia do badań:

- a) zgoda badanego lub rodzica/opiekuna na udział w badaniach,
- b) płeć męska (w celu uzyskania jednorodności grupy pod względem płci),
- c) wiek między 16 a 35 lat (tj. odzwierciedlający wiek grupy badanej),
- d) badany aktualnie jest w stanie wykonać próby czynnościowe,
- e) brak aktualnie urazu, nie eliminuje go np. kontuzja,
- f) uprawia zawodniczo football amerykański.

Kryteria wyłączenia z badań:

- a) brak zgody na badania,
- b) płeć żeńska,
- c) wiek poniżej 16 r.ż. lub powyżej 35 r.ż.,
- d) aktualna kontuzja, uraz,
- e) nie uprawia futbolu amerykańskiego,
- f) regularnie uprawia inny sport.

3.2. Metody badawcze

Przed rozpoczęciem badania uczestnikom zostały przedstawione informacje dotyczące jego celu i metodyki oraz o wykorzystaniu rezultatów. Każdy uczestnik został uprzednio poproszony o wyrażenie zgody na badania i podpisanie odpowiednich oświadczeń. Badani wypełnili formularz dotyczący zgody ujawnienia danych wrażliwych – informacji na temat zdrowia dla celów badawczych.

Wszyscy zakwalifikowani do uczestnictwa w badaniach zostali poinformowani o możliwości odmowy dalszego ich kontynuowania, bez konieczności podawania przyczyny. Uczestnicy byli badani jednorazowo między sezonami rozgrywkowymi. Wszystkie procedury badawcze były przeprowadzane z zastosowaniem zasad higieny i bezpieczeństwa.

W celu ustalenia wiarygodności i powtarzalności pomiarów dla badanych grup, zastosowano ten sam protokół badawczy, w ten sam sposób, w tym samym miejscu (wyizolowane pomieszczenie) i w stałej temperaturze pokojowej.

Dla potrzeb niniejszych badań przygotowano stanowisko badawcze, które składało się z: taśmy centymetrowej, stołu rehabilitacyjnego, urządzenia YBT, platformy Zebris FDM-S (gabaryty: 69x40x2,1 cm, wymiary powierzchni pomiarowej: 54x33 cm, ilość czujników: 2,560, częstotliwość próbkowania: 120 Hz, zakres pomiaru: 1-120 N/cm²) i laptopa (Notebook Apple MacBook 13'3 MD760PL/A) z oprogramowaniem WinFDM.

W ramach przeprowadzonych badań [zał.1] użyto narzędzi badawczych, opisanych poniżej.

3.2.1. Ankieta

U badanych sportowców przeprowadzono ankietę własnego autorstwa [zał.2], stworzoną na podstawie dostępnych danych z piśmiennictwa [87] oraz własnego doświadczenia. Ankieta zawierała metryczkę (zapytano o: wiek, wzrost, masę ciała), pytania dotyczące treningu (staż, częstość, dodatkowe aktywności) oraz stanu zdrowia (przebyte kontuzje, urazy, stosowane leczenie zachowawcze i operacyjne). Wzrost i masa ciała podawane były przez badanych. W sytuacji braku wiedzy badanego dotyczącej masy ciała używano do pomiaru wagi ADE BE1510. Ankietę wypełniono na podstawie wywiadu, proszono także o potwierdzenie poważnych urazów dokumentacją medyczną. Kwestionariusz ankiety posłużył do oceny urazowości stóp i charakterystyki grupy badanej.

3.2.2. Foot Posture Index (FPI-6)

Wskaźnik *The Foot Posture Index* (FPI-6) przeznaczony jest do wielopłaszczyznowej, manualno-wizualnej oceny ukształtowania stóp. Określa się go na podstawie sześciu składowych: palpacyjnej oceny głowy kości skokowej (FPI 1), obserwacji krzywizn poniżej i powyżej kostki bocznej (FPI 2) oraz oceny koślawości lub szpotawości kości piętowej (FPI 3), wypukłości okolicy stawu skokowo-łódkowego (FPI 4), przyśrodkowego łuku podłużnego stopy (FPI 5), przywiedzenia/odwiedzenia przodostopia względem kości piętowej (FPI 6) (Ryc. 1.) [147, 235].

Każdy z 6 punktów badania jest oceniany w skali -2, -1, 0, +1, +2. Neutralna, prawidłowa pozycja stopy określana jest od 0 do +5. Wartości dodatnie (wynik od +6 do +12) wskazują na pronację, a ujemne (wynik od -5 do -12) na supinację stopy [147]. Zsumowany wynik punktacji FPI-6 waha się w zakresie od -12 do +12, a szczegółowe standardy odniesienia [235] zostały przedstawione w tabeli 5.

Podczas badania uczestnicy byli w pozycji stojącej obunóż, boso, a kończyny górne były ułożone wzdłuż tułowia. Bezpośrednio przed oceną poproszono o wykonanie kilku kroków w miejscu oraz pozostanie w swobodnej pozycji stojącej i niekorygowanie stóp.

Stopy badanych były oceniane dokładnie wg kryteriów przedstawionych poniżej w tabeli 6.

Tabela 5. Klasyfikacja ukształtowania stopy w zależności od wartości wskaźnika FPI-6 [235]

Łączna suma punktów FPI-6	Kierunek ukształtowania stopy
od -12 do -5	stopa w zwiększonej supinacji
od -4 do -1	stopa w lekkiej supinacji
od 0 do +5	stopa neutralna
od +6 do +9	stopa w lekkiej pronacji
od +10 do +12	stopa w zwiększonej pronacji



Rycina 1. Parametry wykorzystywane do oceny stopy wg wskaźnika FPI-6 (źródło własne)

Objaśnienia skrótów: FPI 1 - ocena głowy kości skokowej, FPI 2 - ocena krzywizn poniżej i powyżej kostki bocznej, FPI 3 - ocena koślawości/szpotałości kości piętowej, FPI 4 – ocena wypukłości okolicy stawu skokowo-lódkowego, FPI 5 - ocena przyśrodkowego łuku podłużnego, FPI 6 – ocena przywiedzenia/odwiedzenia przodostopia względem kości piętowej, (+) – wartości dodatnie punktacji, (-) – wartości ujemne punktacji [235]

Tabela. 6. Szczegółowe kryteria oceny postawy stóp wg FPI-6 (na podstawie [236]).

	-2	-1	0	+1	+2
FPI 1	Głowa kości skokowej palpacyjnie wyczuwalna po stronie bocznej/ niewyczuwalna po stronie przyśrodkowej	Głowa kości skokowej palpacyjnie wyczuwalna po stronie bocznej/ lekko wyczuwalna po stronie przyśrodkowej	Głowa kości skokowej jednakowo palpacyjnie wyczuwalna po obu stronach	Głowa kości Skokowej palpacyjnie wyczuwalna po stronie przyśrodkowej/ lekko wyczuwalna po stronie bocznej	Głowa kości skokowej palpacyjnie wyczuwalna po stronie przyśrodkowej/ niewyczuwalna po stronie bocznej
FPI 2	Krzywa obserwowana poniżej kostki bocznej jest płaska/ wypukła	Krzywa obserwowana poniżej kostki bocznej jest bardziej płaska w porównaniu do krzywej nad kostką	Krzywe obserwowane powyżej i poniżej kostki bocznej są jednakowe	Krzywa obserwowana poniżej kostki bocznej jest bardziej wklęsła w porównaniu do krzywej nad kostką	Krzywa obserwowana poniżej kostki bocznej jest wyraźnie bardziej wklęsła w porównaniu do krzywej nad kostką
FPI 3	Kość piętowa ustawiona szpotawo – ponad 5° od pionu	Kość piętowa ustawiona lekko szpotawo- zakres 0°- 5°	Kość piętowa ustawiona w pionie	Kość piętowa lekko koślawo, zakres 0°- 5°	Kość piętowa ustawiona koślawo, ponad 5° od pionu
FPI 4	Obszar TNJ jest wyraźnie wklęsły	Obszar TNJ jest nieznacznie wklęsły	Obszar TNJ jest płaski	Obszar TNJ jest lekko wypukły	Obszar TNJ jest Wyraźnie wybrzuszony/ wypukły
FPI 5	Łuk podłużny przyśrodkowy jest wysoki i wyraźnie zakrzywiony ku tyłowi na końcu tego łuku	Łuk podłużny przyśrodkowy jest umiarkowanie wysoki i lekko zakrzywiony ku tyłowi	Łuk podłużny przyśrodkowy jest w normie, dobra wysokość, harmonijne wygięcie łuku	Łuk podłużny przyśrodkowy jest lekko spłaszczony w obszarze śródstopia, lekko obniżona wysokość łuku	Łuk podłużny przyśrodkowy jest mocno spłaszczony w obszarze śródstopia i ma kontakt z podłożem
FPI 6	Palce przyśrodkowe wyraźnie widoczne, a palce boczne niewidoczne, ,względem tyłostopia	Palce przyśrodkowe wyraźnie bardziej widoczne niż palce boczne, względem tyłostopia	Palce przyśrodkowe i boczne porównywalnie widoczne względem tyłostopia	Palce boczne wyraźnie bardziej widoczne niż przyśrodkowe, względem tyłostopia	Palce boczne wyraźnie widoczne, a palce przyśrodkowe niewidoczne, względem tyłostopia

Objaśnienia skrótów: FPI 1 - ocena głowy kości skokowej, FPI 2 - ocena krzywizn poniżej i powyżej kostki bocznej, FPI 3 - ocena koślawości/szpotawości kości piętowej, FPI 4 – ocena wypukłości okolicy stawu skokowo-lódkowego, FPI 5 - ocena przyśrodkowego łuku podłużnego, FPI 6 – ocena przywiedzenia/odwiedzenia przodostopia względem kości piętowej; +1, +2, 0, -1, -2 – skala punktacji: wartości dodatnie, zerowe, ujemne [235]

3.2.3. Y Balans Test (YBT)

Test Y Balans (Ryc. 2.) jest narzędziem służącym do oceny zaburzeń równowagi dynamicznej i asymetrii ruchu kończyn dolnych (*Lower Quarter Y-Balance Test; YBT-LQ*), które stwarzałyby ryzyko powstania urazów. Do jego wykonania konieczne jest zachowanie stabilności podczas ruchu oraz koordynacja i odpowiednia siła grup mięśniowych.



Rycina 2. Przyrząd do wykonania testu Y Balans Test (źródło własne)

W badaniach zastosowano protokół YBT wg Plisky i wsp. [237, 238], którzy wykazali w swoich pracach wysoką wiarygodność testu. Podczas pomiaru YBT badany stał jedną kończyną dolną na środkowej, nieruchomej podporze-płytkie, z palcami stopy za czerwoną linią graniczną. Zawodnik balansował na jednej kończynie dolnej, równocześnie dosięgając maksymalnie najdalej drugą kończyną w trzech różnych kierunkach: przednim, tylnobocznym i tylnoprzyśrodkowym. Ruchome płytki przesuwane były dystalnie palcami stopy, przy ich ustawieniu na początku płytki [235]. Niedozwolone było opieranie stopy o ruchomą płytkę oraz odrywanie stopy, która stanowiła podpór. Kolejność kończyn dolnych wybierana była losowo. Badani w czasie badania mieli założony swobodny, niekrępujący ruchów strój (Ryc. 3.).

Przed pomiarem właściwym, badacz demonstrował wykonanie testu YBT. Przeprowadzono 2 próby treningowe, a następnie 3 próby właściwe. Każdą z prób właściwych testu powtarzano i zapisano wynik trzykrotnie, dla prawej i lewej kończyny dolnej (najpierw przód, potem tylnoprzyśrodkowo i na koniec tylnobocznie). W sytuacji nieprawidłowej i odrzuconej próby, powtarzano ją. Zgodnie z wytycznymi nie zaliczano prób, w których: badany nie utrzymał równowagi, podparł się stopą o podłoże, kopnął płytkę, nie mógł powrócić

do postawy pionowej po przechyleniu lub oderwał stopę z podporu. [237, 239, 240]. Maksymalną odległość wychyleń kończyn dolnych zapisano z dokładnością do 0,5 cm.

Do oceny narażenia na ryzyko urazu obliczono asymetrie zasięgu YBT i złożony wynik YBT. Różnice w średnich zasięgach dla prawej i lewej kończyny dolnej zostały zapisane w celu oceny asymetrii dla każdego z trzech kierunków.

Uzyskane wartości dla prawej i lewej kończyny dolnej podstawiono do dedykowanych wzorów. Punkt odniesienia stanowiła długość kończyny dolnej. Długość kończyn dolnych zmierzono przy pomocy taśmy centymetrowej, w pozycji leżąc tyłem, przy kończynach dolnych wyprostowanych, od kolca biodrowego przedniego do kostki po stronie przyśrodkowej [242].

Asymetria funkcjonalna to różnica między wychyleniem prawej i lewej kończyny dolnej. Do oceny asymetrii między zasięgiem kończyny dolnej prawej i lewej, wykorzystano bezwzględną różnicę średniego zasięgu z trzech prób dla każdego kierunku pomiędzy kończynami. Przyjmuje się, że różnica powyżej 4 centymetrów stanowi ryzyko kontuzji [239, 241].

Obliczono **znormalizowaną odległość zasięgu YBT-KD**, odnosząc się do długości kończyn dolnych (% długości kończyny).

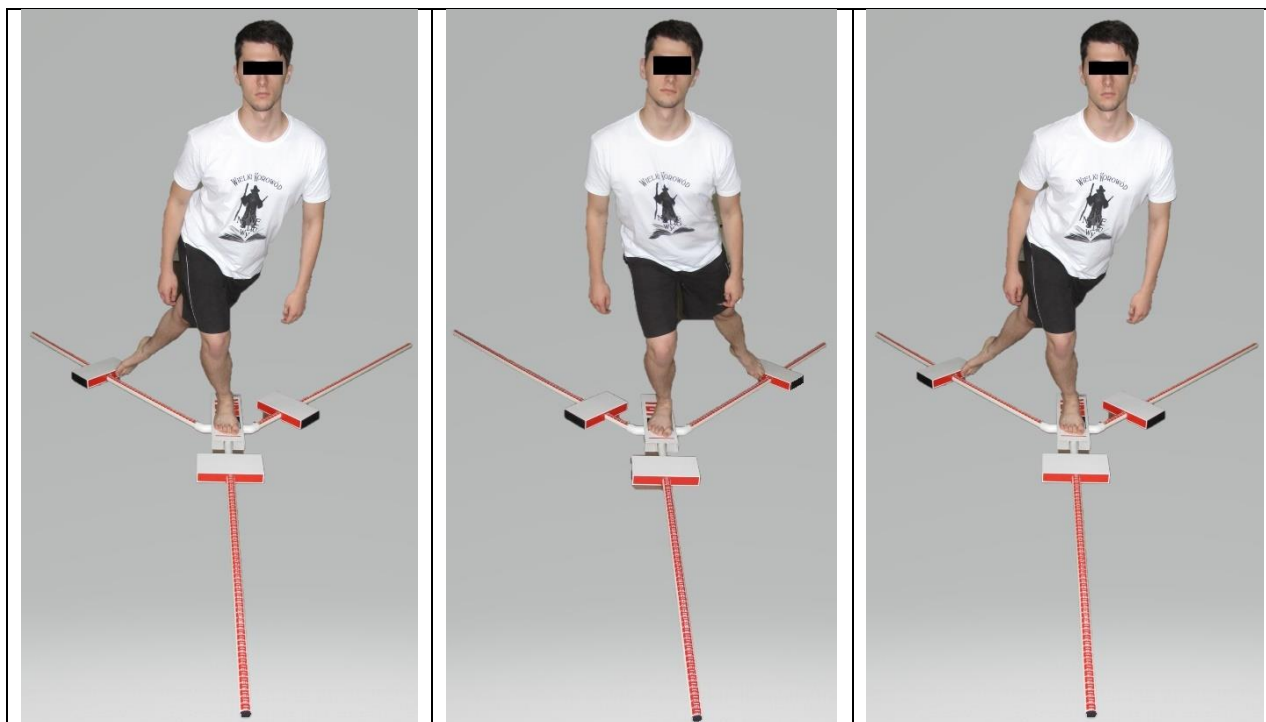
W celu znormalizowania odległości zasięgu dla każdego kierunku ruchu osobno zastosowano wzór:

$$\frac{\text{odległość zasięgu}}{\text{długość kończyny [cm]}} \times 100\% =$$

Złożony wynik YBT (złożona odległość zasięgu) stanowi suma z 3 kierunków wychyleń i normalizacja wyników do długości kończyn dolnych, procedurę tą zastosowano w niniejszych badaniach [242]. Do końcowej analizy YBT zsumowano wynik z każdego wychylenia kończyn dolnych, w każdym z 3 kierunków, a następnie podzielono przez trzykrotną długość kończyny wykonującej ruch i pomnożono przez 100 procent wg wzoru:

$$\frac{\text{suma 3 max wychyleń [cm] w 3 kierunkach}}{\text{długość kończyny dolnej [cm] \times 3}} \times 100\% =$$

Do analizy wyniku złożonego YBT uwzględniono uśredniony maksymalny zasięg dla każdego kierunku oraz znormalizowany do długości kończyny. Różnica w tym wyniku pomiędzy kończyna prawą i lewą świadczy o zaburzeniach stabilności dynamicznej [239].



Rycina 3. Badanie za pomocą testu Y Balans Test w 3 kierunkach ruchu (źródło własne)

Klasyfikowano badanych jako narażonych na urazy, jeśli asymetria zasięgu była > 4 cm [239, 241, 243, 244] w każdym z 3 kierunków wychylenia kończyny dolnej oraz jeśli łączny złożony wynik YBT wynosił $\leq 89,6\%$ [239, 243, 245] lub $< 94\%$ [241, 243]. Punkt graniczny został wykorzystany do oceny względnego narażenia na uraz kończyn dolnych, w tym urazu stawów skokowych i stopy (podobnie jak Brumitt i wsp. [243]).

3.2.4. Platforma dynamograficzna (ZEBRIS FDM-S)

Do oceny parametrów stopy użyto platformy dynamograficznej Zebris FDM-S, wersja nr 1.16.12 (Ryc. 4.). Narzędzie to jest przenośnym systemem do komputerowej diagnostyki stóp oraz przenoszenia na nie obciążeń w warunkach statycznych i również podczas chodu. Czujniki platformy umożliwiają dokładną analizę rozkładu gęstości sił pod stopą. Dzięki wynikom badań możliwa jest ocena asymetrii obciążeń stóp pomiędzy prawą i lewą stopą, przodostopiem i tyłostopiem oraz położenie rzutu wypadkowej nacisku sił stóp na platformę (Ryc. 5.).

Pozwala ona również na ocenę równowagi na podstawie rejestracji przemieszczeń punktu przyłożenia wypadkowej sił nacisku stopami na podłoże (COP – *center of pressure*) [145, 246].

Bezpośrednio przed pomiarami na platformie określono dominację kończyn dolnych. Zastosowano test, który polegał na wejściu na platformę po wydaniu komendy: *wejdź!* oraz sygnału: *kłaśnięcia*. Kończynę dolną, która została użyta jako pierwsza odnotowano jako dominującą, a przeciwległą, jako podporową – nie dominującą.

Badania na platformie polegały na wykonaniu 5 pomiarów wykonywanych trzykrotnie na bosą (3 powtórzenia jeden pomiar, pomiędzy każdym z nich dokonywano zejścia i wejścia na platformę – w testach statycznych), czas jednego pomiaru wynosił 30s. Po wejściu na platformę badany patrzył na punkt odniesienia na ścianie, który znajdował się w odległości 6 metrów.



Rycina 4. Sposób badania na platformie Zebris FDM-S (źródło własne)

Najpierw przeprowadzono pomiary I.-IV. w warunkach statycznych, a następnie po przerwie 2-3 min. (czas potrzebny do ustawienia i kalibracji platformy oraz zmiany miejsca badanego) pomiar V. w warunkach dynamicznych.

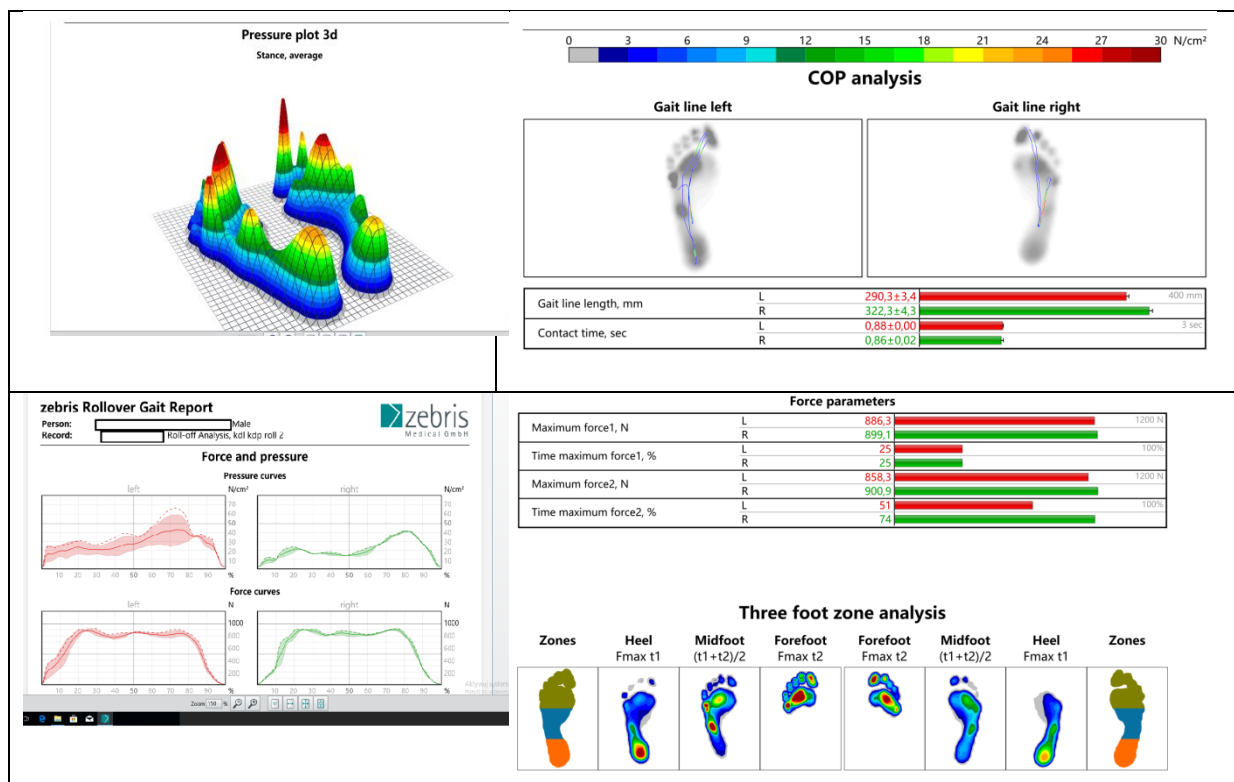
I. pomiar polegał na staniu obunóż naturalnie, swobodnie, patrząc przed siebie z oczami otwartymi. Kończyny dolne na szerokość bioder, kończyny górne wzdłuż tułowia.

II. pomiar polegał na staniu obunóż naturalnie, swobodnie, z oczami zamkniętymi. Kończyny dolne na szerokość bioder, kończyny górne wzdłuż tułowia.

III. pomiar polegał na staniu jednonóż naturalnie, swobodnie, patrząc przed siebie z oczami otwartymi (naprzemiennie kończyna dolna lewa, prawa).

IV. pomiar polegał na staniu jednonóż naturalnie, swobodnie, z oczami zamkniętymi (naprzemiennie kończyna dolna lewa, prawa).

V. pomiar dynamiczny – badanie obejmowało trzykrotne odbicie stopy prawej i lewej podczas chodu. Badani wykonywali trzykrotnie próbę chodu na dystansie 8 metrów z wybraną, naturalną dla siebie prędkością, kontaktując się jedną stopą z platformą (trzy podejścia na stopę).



Rycina 5. Zobrazowane raporty z platformy Zebris FDM-S - wybrane parametry przetaczania stopy podczas chodu u gracza FA (źródło własne)

Wyniki zostały przedstawione sekwencyjnie zgodnie z kolejnością wykonywanych pomiarów.

3.3. Opracowanie statystyczne wyników

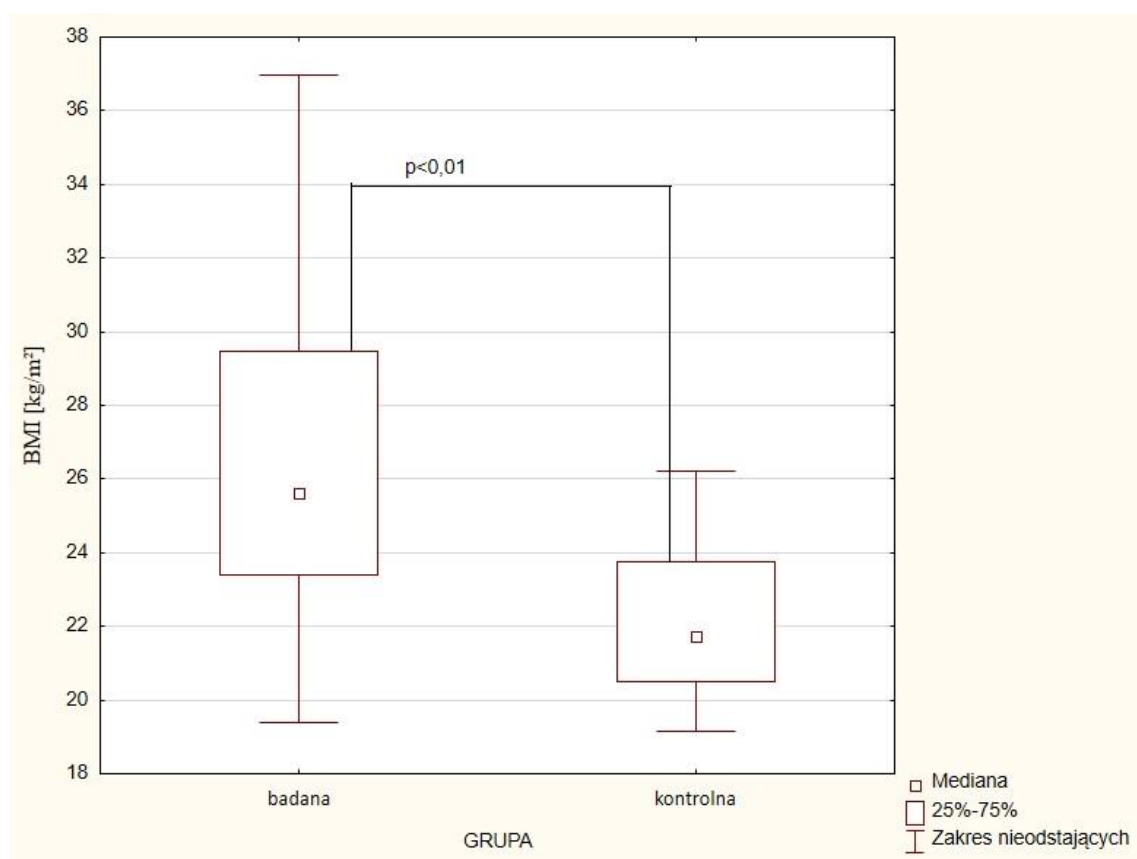
Do analizy statystycznej wykorzystano program Statistica 13 PL. Zastosowano statystykę opisową, gdzie zmienne jakościowe wyrażono jako częstości bezwzględne (N) i względne (%), – wyniki zobrazowano w postaci wykresów słupkowych. Zmienne ilościowe zostały przedstawione w postaci średnich wartości, odchylenia standardowego (SD) lub mediany (Me) i rozstępu międzykwartylowego (IQR), a na podstawie wyników stworzono wykresy ramkawy. Do badania normalności rozkładu zmiennych wykorzystano test Shapiro-Wilka. Dodatkowo w celu oceny symetryczności rozkładu wykonano oznaczenie skośności badanych zmiennych. Dla porównania zmiennych międzygrupowych posłużono się testem t-Studenta dla grup niezależnych lub testem U Manna-Whitneya. Określenie poziomu różnic zmiennych w tej samej grupie, między kończynami dolnymi była analizowana testem t-Studenta dla prób zależnych lub testem kolejności par Wilcozona. Użyto korelacji Pearsona bądź rang Spearmana, aby sprawdzić zależności między badanymi zmiennymi ilościowymi. Przyjęto poziom istotności statystycznej $\alpha=0,05$.

4. WYNIKI

4.1. Wartości wskaźnika BMI w badanych grupach.

Grupa badana/kontrolna

Średnia wartość BMI w grupie badanej futbolistów wyniosła 27 kg/m² (SD=4,68), co wskazuje na nadwagę. Grupa kontrolna charakteryzowała się BMI w normie, o średniej wartości 22,47 kg/m² (SD=2,8). Wykazano znamiennej różnicę w wartościach między badanymi grupami ($p < 0,01$) (Ryc. 6.).



Rycina 6. Rozkład BMI w grupach badanej i kontrolnej; $p < 0,05$ wartość istotna statystycznie, test U Manna-Whitneya

Grupa ofensywna/defensywna/kontrolna

Analiza statystyczna wskaźnika BMI w badanych grupach wykazała istotne różnice pomiędzy grupą kontrolną, a grupami defensywną i ofensywną ($p < 0,01$) (Tab. 7.).

Tabela 7. Rozkład wyników BMI w badanych grupach

Zmienna	Grupa ofensywna			Grupa defensywna			Grupa kontrolna			p1	p2	p3
	N	średnia	SD	N	średnia	SD	N	średnia	SD			
BMI [kg/m ²]	41	26,8	5,02	29	27,23	4,21	35	22,47	2,8	0,74**	<0,01*	<0,01*

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, p poziom prawdopodobieństwa, p1 – grupa ofensywna vs. grupa defensywna, p2 – grupa ofensywna vs. grupa kontrolna, p3 – grupa defensywna vs. grupa kontrolna; * test U Manna-Whitneya, ** test t Studenta dla grup niezależnych

4.2. Analiza wyników badania ankietowego: treningu, urazowości kończyn dolnych i leczenia po urazach.

4.2.1. Charakterystyka badanych pod względem czasu i częstości treningu, badań lekarskich i urazowości kończyn dolnych

W grupie badanych futbolistów 67,1% uprawia nieregularnie dodatkowe aktywności sportowe. W grupie ofensywnej 68,3% osób uprawia dodatkowe sporty, natomiast w grupie defensywnej 65,5%.

Najwięcej badanych (prawie 39%) trenuje futbol amerykański 1-3 lat, 26% mniej niż 1 rok, a 20% osób 4-6 lat. Najmniej badanych (7%) trenuje od 7 do 9 lat oraz więcej niż 9 lat (prawie 9%).

Najwięcej zawodników z grupy ofensywnej (42%) trenuje futbol amerykański 1-3 lat. Z kolei w grupie defensywnej, ponad 37% osób uprawia ten sport niecały rok. Staż trenowania 4-6 lat wykazuje prawie 27% badanych w grupie ofensywnej, a poniżej 1 roku 17% (Tab. 8.).

Natomiast w grupie defensywnej prawie 35% trenuje 1-3 lat, a okres 4-6 lat zaznaczyło nieco ponad 10% badanych. Najmniej zawodników trenuje futbol amerykański 7-9 lat i powyżej 9 lat, w obu grupach (Tab. 8.).

Największa częstość treningów w grupie badanych futbolistów wynosiła 4-7 dni tygodniowo u 50% osób, następnie 2-3 razy tygodniowo u 48,6% osób. Raz w tygodniu ćwiczył jeden zawodnik.

Częstość treningów w ciągu tygodnia była wyższa wśród zawodników defensywnych i dotyczyła 55,2% graczy trenujących 4-7 razy tygodniowo. Natomiast 51,2% zawodników ofensywnych ćwiczyło najczęściej 2-3 razy w tygodniu. Kolejno, w grupie ofensywnej, 46,3% zawodników ćwiczyło 4-7 dni tygodniowo. W grupie defensywnej, pod względem częstości, niemal 45% sportowców trenowało 2-3 razy w tygodniu. Najrzadziej ćwiczyła 1 osoba (2,4%) w grupie ofensywnej; raz w tygodniu. Nikt z uczestników badania nie zaznaczył następujących odpowiedzi: treningów raz na 2 tygodnie i mniej niż 1 raz w miesiącu (Tab. 8.).

Nie wykazano istotnego związku między pozycją ofensywną/defensywną, a: czasem i częstotliwością treningu, urazami kończyn dolnych, czasem od urazu i okolicznością jego powstania (Tab. 8.).

Tabela 8. Charakterystyka badanych pod względem czasu i częstości treningu futbolu amerykańskiego, badań lekarskich, urazowości kończyn dolnych (występowania urazu, czasu od urazu, okoliczności powstania urazu)

Pytanie		Grupa ofensywna		Grupa defensywna		p
		N	%	N	%	
dodatkowe sporty		28	68,29	19	65,51	0,81
czas trenowania	< 1 roku	7	17,07	11	37,93	0,23
	1-3 lata	17	41,46	10	34,48	
	4-6 lat	11	26,83	3	10,34	
	7-9 lat	3	7,32	2	6,91	
	>9 lat	3	7,32	3	10,34	
częstość treningowa	4-7 dni w tygodniu	19	46,34	16	55,17	0,57
	2-3 razy w tygodniu	21	51,22	13	44,83	
	raz w tygodniu	1	2,44	-	-	
	raz na 2 tygodnie	-	-	-	-	
	≤ raz w miesiącu	-	-	-	-	
systematyczna kontrola lekarska		10	24,39	4	13,79	0,27
przebyty uraz kończyn dolnych	nigdy	6	14,63	6	20,69	0,29
	KDP	17	41,46	9	31,03	
	KDL	9	21,95	11	37,93	
	KKD	9	21,95	3	10,34	
czas od wystąpienia urazu	1-3 m-ce	7	17,07	4	13,79	0,64
	3-6 m-cy	2	4,88	3	10,34	
	6 m-cy – 1 rok	5	12,2	6	20,69	
	1-2 lata	15	36,59	6	20,69	
	>2 lata	6	14,63	4	13,79	
	bez urazu	6	14,63	6	20,69	
okoliczności powstania urazu	bez urazu	6	14,63	6	20,69	0,84
	trening	26	63,41	17	58,62	
	zawody	3	7,32	3	10,34	
	trening i zawody	6	14,63	3	10,34	

N – liczba badanych, p – poziom prawdopodobieństwa (test Chi²), KDP/KDL – kończyna dolna prawa/lewa, KKD – kończyny dolne

Tylko 20% zawodników poddaje się systematycznym badaniom lekarskim, w tym: 24,4% graczy ofensywnych i 13,8% zawodników defensywnych (Tab. 8.).

W badanej grupie futbolistów 91,4% miało kończynę dominującą prawą, a 8,6 % lewą (n=6). W grupie kontrolnej dominującą kończynę dolną prawą wykazało 97,1% i 2,9% lewą (n=1).

W grupie futbolistów amerykańskich, urazy najczęściej dotyczą kończyny dolnej prawej (37,2%). Urazu kończyny dolnej lewej doznało prawie 29%, a obu kończyn dolnych 17,1% zawodników. Odpowiedzi, że „nigdy nie przeżyto urazu kończyn dolnych” udzieliło 12 graczy (17,1%).

Wśród graczy ofensywnych najwięcej, bo 17 osób (41,5%) doświadczyło urazu kończyny dolnej prawej. W grupie defensywnej, najczęściej przeżytym urazem (38%) był uraz kończyny dolnej lewej. Urazy obu kończyn dolnych występowały częściej u zawodników ofensywnych (22%). Liczba zawodników, którzy nigdy nie doznali urazu kończyn dolnych była wyższa w grupie defensywnej (Tab. 8.).

Najczęściej, w badanej grupie futbolistów amerykańskich, od wystąpienia urazu upłynęło 1-2 lat (21 osób, 30%). Kolejno, 1-3 miesiące i 6 miesięcy do 1 roku od urazu zgłosiło po 11 zawodników (15,7%). Więcej niż dwa lata od urazu zgłosiło 10 graczy (14,3%), a 3-6 miesięcy 5 osób (7,1%).

Urazy w przedziale czasowym 1-2 lat występowały częściej w grupie ofensywnej (prawie 37%), w porównaniu do grupy defensywnej (21%) (Tab. 8.).

Okoliczności doznania urazu w grupie badanych futbolistów były najczęstsze podczas treningów (61,4%, 43 osoby). Podczas treningów i zawodów urazu doznało 13% graczy, a wyłącznie w czasie zawodów prawie 9%.

Zawodnicy najczęściej narażeni byli na urazy związane z uprawianiem futbolu amerykańskiego podczas treningów, zarówno w grupie ofensywnej (63,4%), jak i defensywnej (58,6%). Urazów podczas treningów częściej doświadczali gracze ofensywni. Urazy w czasie zawodów występowały częściej w grupie defensywnej. Sumując urazowość w trakcie treningów i zawodów, wyższy procent dotyczył zawodników ofensywnych (Tab. 8.).

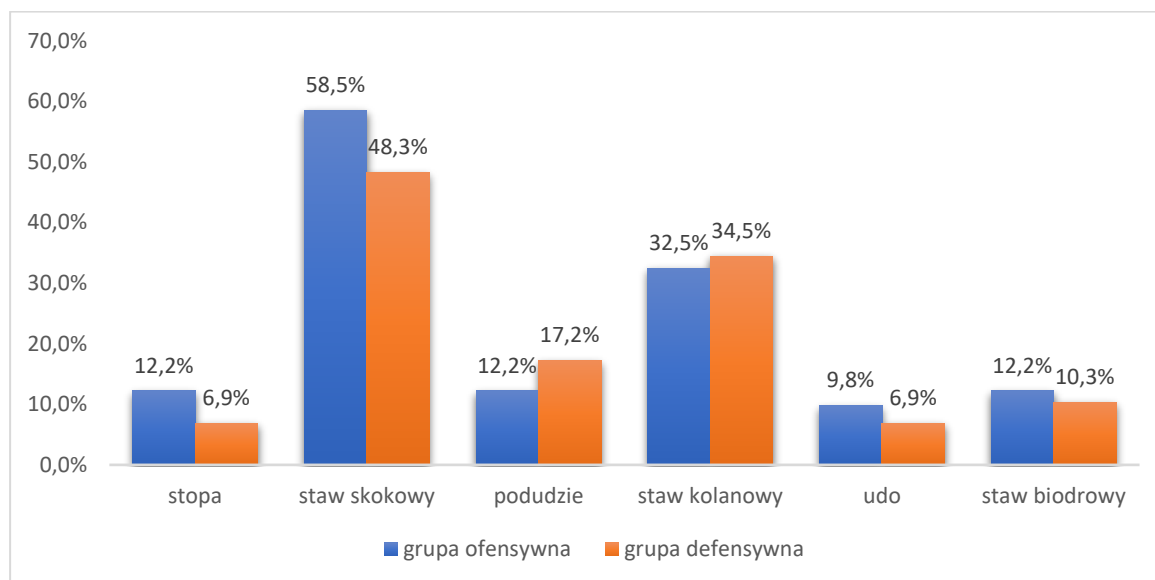
4.2.2. Lokalizacja i typy urazów kończyn dolnych u badanych

Grupa badana

W badanej grupie futbolistów urazu stawu skokowo-goleniowego doznało 38 graczy (54,3%), stawu kolanowego 23 osoby (32,9%), podudzia 10 osób (14,3%), stawu biodrowego 8 osób (11,4%), stopy 7 (10%), a uda 6 osób (8,6%).

Grupa ofensywna/defensywna

Najczęstszą lokalizacją urazów kończyn dolnych był staw skokowo-goleniowy, a następnie staw kolanowy, w obu grupach: ofensywnej i defensywnej. Kolejno, umiejscowienie urazu stanowiły: podudzie, staw biodrowy, stopa i udo. Różnice w umiejscowieniu urazu pomiędzy grupą ofensywną i defensywną przedstawia rycina 7.



Rycina 7. Lokalizacja urazów u badanych trenujących futbol amerykański

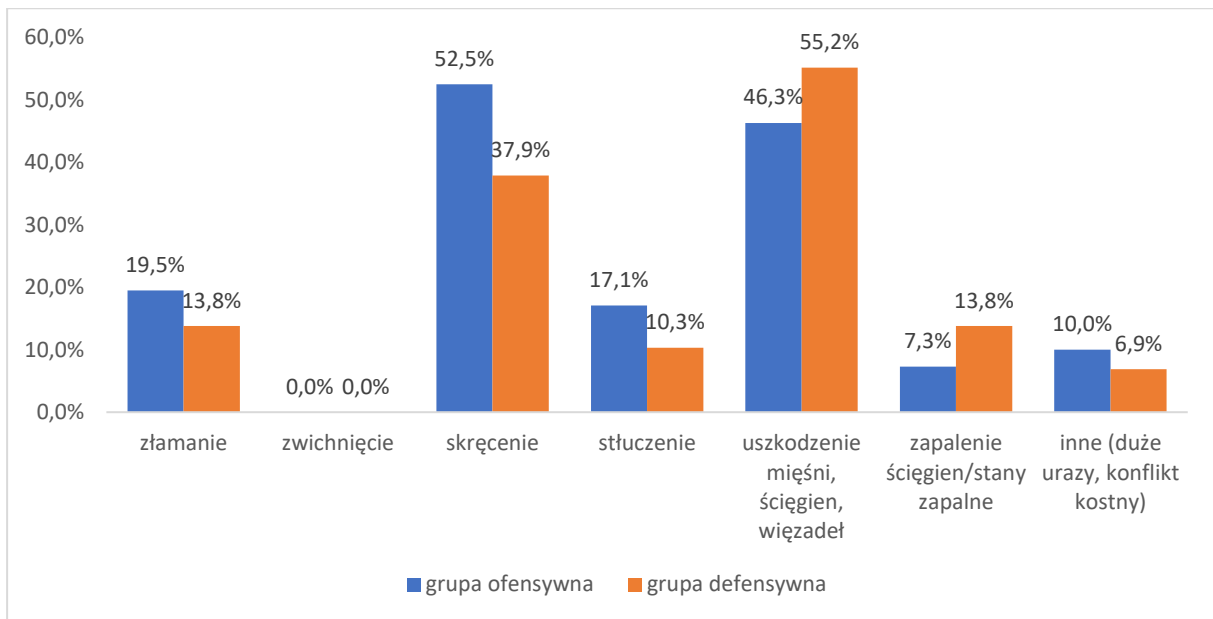
Grupa badana

W grupie futbolistów złamania doświadczyło 12 graczy (17,1%), skręcenia stawu 32 osoby (45,7%), stłuczenia 10 osób (14,3%), uszkodzenia mięśni, ścięgien, więzadeł 35 osób (50%), stanów zapalnych 7 osób (10%), innych dolegliwości 6 osób (8,6%), a zwichnięcia żaden zawodnik.

Grupa ofensywna/defensywna

Najczęściej odnotowanymi typami urazu kończyn dolnych były: uszkodzenie mięśni, ścięgien, więzadeł oraz skręcenie stawu, w obu grupach: ofensywnej i defensywnej. Kolejno zawodnicy futbolu amerykańskiego doznali: złamań, stłuczeń, zapaleń ścięgien oraz urazów innego typu. Żaden z graczy nie doświadczył zwichnięcia stawu (Ryc. 8.).

Uszkodzenia mięśni, ścięgien, więzadeł oraz stany zapalne częściej zgłaszali zawodnicy defensywni (55,2%). Skręcenia, złamania i stłuczenia dotyczyły częściej zawodników ofensywnych (52,5%) (Ryc. 8.).



Rycina 8. Typ urazu u badanych trenujących futbol amerykański

4.2.3. Struktura postępowania terapeutycznego po urazie u badanych

Grupa badana

W grupie badanych futbolistów, z zaopatrzenia ortopedycznego korzystało prawie 49% graczy, z zabiegów fizjoterapii 60%, z konsultacji lekarskich około 51%. Leczenie operacyjne w grupie badanej przebyło 13%. Wyłącznie z leczenia zachowawczego korzystało 70% graczy, z leczenia zachowawczego i operacyjnego prawie 6%, a tylko z operacyjnego 7,1%.

Grupa ofensywna/defensywna

Najczęstszym postępowaniem terapeutycznym po urazie, w grupie badanej (ofensywnej i defensywnej), było leczenie zachowawcze, fizjoterapia. Najrzadziej sportowcy poddawani byli zabiegom operacyjnym po urazie (Tab. 9.).

Zaobserwowano różnicę istotną statystycznie ($p=0,04$), dotyczącą przebytych operacji. W grupie ofensywnej, częściej stosowano leczenie operacyjne, w porównaniu do grupy defensywnej. Więcej zawodników ofensywnych korzystało z konsultacji lekarskich, zaopatrzenia ortopedycznego i fizjoterapii w porównaniu do grupy defensywnej (Tab. 9.).

Tabela 9. Struktura postępowania terapeutycznego po urazie u badanych

Pytanie	Grupa ofensywna		Grupa defensywna		p	
	N	%	N	%		
zaopatrzenie ortopedyczne	22	53,66	12	41,38	0,31	
fizjoterapia	25	60,98	17	58,62	0,84	
konsultacja lekarska	22	53,66	14	48,28	0,66	
przebyte operacje	8	19,51	1	3,45	0,04	
zastosowanie leczenia	zachowawcze	27	65,85	22	75,86	0,22
	operacyjne	4	9,76	1	3,45	
	zachowawcze i operacyjne	4	9,76	-	-	
czas rekonwalescencji	< 1 m-c	13	31,71	10	34,48	0,79
	2-3 m-ce	14	34,15	8	27,59	
	4-6 m-cy	6	14,63	2	6,9	
	7-12 m-cy	1	2,44	2	6,9	
	>12 m-cy	1	2,44	1	3,45	
	nie dotyczy	6	14,63	6	20,69	
konieczność wprowadzenia dodatkowej fizjoterapii, diagnostyki, prewencja urazów	tak	39	95,12	29	100	0,48
	nie	1	2,44	-	-	
	nie wiem	1	2,44	-	-	

N – liczba badanych, p – poziom prawdopodobieństwa (test Chi²)

4.2.4. Czasowe wyłączenie ze sportu i potrzeba dodatkowego postępowania po urazie

Grupa badana

Leczenie urazów kończyn dolnych badanych futbolistów amerykańskich trwało najkrócej poniżej miesiąca (33% osób, n=23), a najdłużej powyżej roku 1 (prawie 3% osób, n=2). Czas rekonwalescencji 2-3 miesiące zgłosiło 22 zawodników (31,4%), 4-6 miesięcy 8 osób (11,4%), a 7-12 miesięcy 3 (4,3%).

Grupa ofensywna/defensywna

W grupie ofensywnej najczęściej czas rekonwalescencji wynosił 2-3 miesiące i mniej niż 1 miesiąc. Natomiast w grupie defensywnej rekonwalescencja najczęściej trwała mniej niż 1 miesiąc, a następnie 2-3 miesiące. Rzadziej poddawali się rekonwalescencji zawodnicy defensywni (prawie 80%), niż ofensywni (nieco ponad 85%) (Tab. 9.).

Prawie wszyscy zawodnicy wskazywali na konieczność wprowadzenia dodatkowego procesu fizjoterapii, diagnostyki po przebytych urazach kończyn dolnych (Tab. 9.).

4.3. Analiza ukształtowania stóp - wskaźnik *Foot Posture Index 6* (FPI-6)

4.3.1. Ocena cząstkowa składowych FPI-6 u badanych

Grupa badana/kontrolna

W grupach badanych (sportowców vs. kontrolna) istotność statystyczną różnic stwierdzono we wszystkich wartościach pomiarów, oprócz FPI 2, w lewej stopie (Tab. 10.).

Tabela 10. Wartości składowych wskaźnika FPI-6 w grupach badanej i kontrolnej

Wskaźnik FPI	Skala wskaźnika FPI	Grupa badana		Grupa kontrolna		p
		N	%	N	%	
FPI 1 L	- 1	5	7,14	3	8,57	0,02
	0	31	44,29	25	71,43	
	1	34	48,57	7	20	
FPI 1P	- 1	6	5,87	3	8,57	<0,01
	0	28	40	25	71,43	
	1	36	51,43	7	20	
FPI 2 L	- 2	1	1,43	1	2,86	0,64
	- 1	6	8,57	1	2,86	
	0	33	47,14	18	51,43	
	1	28	40	15	42,86	
	2	2	2,86	-	-	
FPI 2 P	- 2	-	-	1	2,86	0,01
	- 1	6	8,57	1	2,86	
	0	45	64,29	15	42,86	
	1	16	22,86	18	51,43	
	2	3	4,29	-	-	
FPI 3 L	-1	3	4,29	1	2,86	<0,01
	0	26	37,14	31	88,57	
	1	35	50	2	5,71	
	2	6	8,57	1	2,86	
FPI 3 P	- 1	1	1,43	5	14,29	<0,01
	0	16	22,86	24	68,57	
	1	44	62,86	5	14,29	
	2	9	12,86	1	2,86	
FPI 4 L	- 1	1	1,43	3	8,57	0,03
	0	44	62,86	28	80	
	1	24	34,29	4	11,43	
	2	1	1,43	-	-	
FPI 4 P	- 1	2	2,86	3	8,57	<0,01
	0	37	52,86	28	80	
	1	29	41,43	4	11,43	
	2	2	2,86	-	-	

c.d. Tabela 10. Wartości składowych wskaźnika FPI-6 w grupach badanej i kontrolnej

FPI 5 L	- 1	2	2,86	9	25,71	<0,01
	0	29	41,43	15	42,86	
	1	34	48,57	11	31,43	
	2	5	7,14	-	-	
FPI 5 P	- 1	2	2,86	10	28,57	<0,01
	0	20	28,57	15	42,86	
	1	39	55,71	9	25,71	
	2	9	12,86	1	2,86	
FPI 6 L	- 1	-	-	3	8,57	<0,01
	0	40	57,14	26	74,29	
	1	28	40	4	11,43	
	2	2	2,86	2	5,71	
FPI 6 P	- 1	-	-	6	17,14	<0,01
	0	35	50	19	54,29	
	1	29	41,43	7	20	
	2	6	8,57	3	8,57	

N – liczba badanych, **p** – poziom prawdopodobieństwa (test Chi²), **P** -prawa kończyna dolna, **L** – lewa kończyna dolna, **FPI 1** - palpacyjna ocena głowy kości skokowej, **FPI 2** - obserwacja krzywizn poniżej i powyżej kostki bocznej, **FPI 3** - ocena koślawości lub szpotawości kości piętowej, **FPI 4** - ocena wypukłości rejonu stawu skokowo-lódkowego, **FPI 5** - ocena przyśrodkowego łuku podłużnego stopy, **FPI 6** - ocena przywiedzenia/odwiedzenia przodostopia względem kości piętowej; **wartości ujemne** – supinacja, **wartości dodatnie** – pronacja, **0** – pozycja neutralna

Grupa ofensywna/defensywna/kontrolna

Wykazano istotny statystycznie związek między wskaźnikiem FPI-6, a badanymi grupami: ofensywną, defensywną, kontrolną dla FPI 1 (p=0,03) i FPI 2 (p=0,04) stopy prawej, a także FPI 3 (p<0,01), FPI 5 (p<0,01), FPI 6, po obu stronach (p=0,01). Dla stopy lewej istotny związek zaobserwowano także dla wskaźnika FPI 4 (p=0,03) (Tab. 11.).

Tabela 11. Wartości składowych wskaźnika FPI-6 w badanych grupach

Wskaźnik FPI	Skala wskaźnika FPI	Grupa ofensywna		Grupa defensywna		Grupa kontrolna		p
		N	%	N	%	N	%	
FPI 1 L	- 1	2	4,88	3	10,34	3	8,57	0,06
	0	19	46,34	12	41,38	25	71,43	
	1	20	48,78	14	48,28	7	20	
FPI 1P	- 1	3	7,32	3	10,34	3	8,57	0,03
	0	18	43,9	10	34,48	25	71,43	
	1	20	48,78	16	55,17	7	20	
FPI 2 L	- 2	1	2,44	-	-	1	2,86	0,88
	- 1	4	9,76	2	6,9	1	2,86	
	0	20	48,78	13	44,83	18	51,43	
	1	15	36,59	13	44,83	15	42,86	
	2	1	2,44	1	3,45	-	-	

c.d. Tabela 11. Wartości składowych wskaźnika FPI-6 w badanych grupach

FPI 2 P	- 2	-	-	-	-	1	2,86	0,04
	- 1	5	12,2	1	3,45	1	2,86	
	0	25	60,98	20	68,97	15	42,86	
	1	10	24,39	6	20,69	18	51,43	
	2	1	2,44	2	6,9	-	-	
FPI 3 L	-1	1	2,44	2	6,9	1	2,86	<0,01
	0	16	39,02	10	34,48	31	88,57	
	1	20	48,78	15	51,72	2	5,71	
	2	4	9,76	2	6,9	1	2,86	
FPI 3 P	- 1	1	2,44	-	-	5	14,29	<0,01
	0	9	21,95	7	24,14	24	68,57	
	1	26	63,41	18	62,07	5	14,29	
	2	5	12,2	4	13,79	1	2,86	
FPI 4 L	- 1	-	-	1	3,45	3	8,57	0,03
	0	24	58,54	20	68,97	28	80	
	1	17	41,46	7	24,14	4	11,43	
	2	-	-	1	3,45	-	-	
FPI 4 P	- 1	1	2,44	1	3,45	3	8,57	0,06
	0	22	53,66	15	51,72	28	80	
	1	17	41,46	12	41,38	4	11,43	
	2	1	2,44	1	3,45	-	-	
FPI 5 L	- 1	1	2,44	1	3,45	9	25,71	<0,01
	0	14	34,15	15	51,72	15	42,86	
	1	24	58,54	10	34,48	11	31,43	
	2	2	4,88	3	10,34	-	-	
FPI 5 P	- 1	2	4,88	-	-	10	28,57	<0,01
	0	11	26,83	9	31,03	15	42,86	
	1	24	58,54	15	51,72	9	25,71	
	2	4	9,76	5	17,24	1	2,86	
FPI 6 L	- 1	-	-	-	-	3	8,57	0,01
	0	25	60,98	15	51,72	26	74,29	
	1	14	34,15	14	48,28	4	11,43	
	2	2	4,88	-	-	2	5,71	
FPI 6 P	- 1	-	-	-	-	6	17,14	0,01
	0	18	43,9	17	58,62	19	54,29	
	1	18	43,9	11	37,93	7	20	
	2	5	12,2	1	3,45	3	8,57	

N – liczba badanych, **p** – poziom prawdopodobieństwa (test Chi²), **P** -prawa kończyna dolna, **L** – lewa kończyna dolna, **FPI 1** - palpacyjna ocena głowy kości skokowej, **FPI 2** - obserwacja krzywizn poniżej i powyżej kostki bocznej, **FPI 3** - ocena koślawości lub szpotawości kości piętowej, **FPI 4** - ocena wypukłości rejonu stawu skokowo-łódkowego, **FPI 5** - ocena przyśrodkowego łuku podłużnego stopy, **FPI 6** - ocena przywiedzenia/odwiedzenia przodostopia względem kości piętowej; **wartości ujemne** – supinacja, **wartości dodatnie** – pronacja, **0** – pozycja neutralna

4.3.2. Ocena całkowita otrzymanych wartości wskaźnika FPI-6

Grupa badana/kontrolna

Wykazano istotne różnice międzygrupowe między wartościami wskaźnika FPI-6, zarówno dla stopy prawej, jak i lewej ($p < 0,01$) (Tab. 12.).

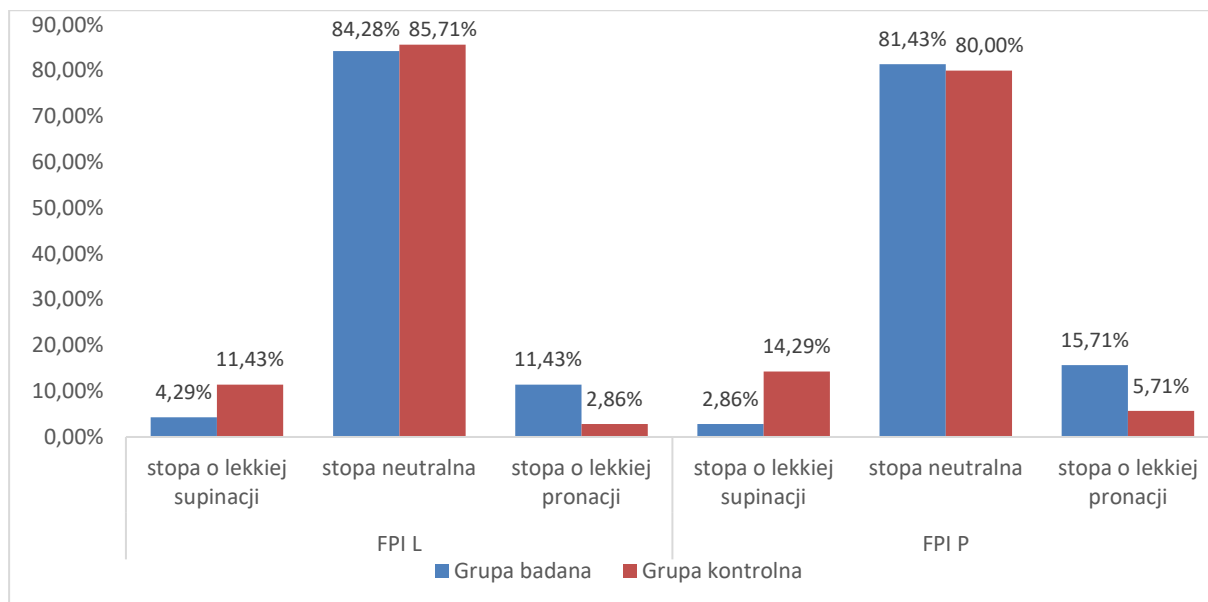
Analiza wyników wskaźnika FPI-6, zawartych w tabeli 12. wykazuje, że większość badanych posiadała neutralne ustawienie stóp. Prawidłowo ukształtowaną stopę posiadało 59. (84,3%) sportowców i 30 (85,7%) osób z grupy kontrolnej w kończynie dolnej lewej, a w kończynie dolnej prawej odpowiednio: 57 (81,4%) i 28 (80%) (Tab. 12.).

W grupie badanej ustawienie stopy lewej i prawej w kierunku pronacji było częstsze niż ustawienie w supinacji i porównując do grupy kontrolnej. Wśród sportowców zaobserwowano pronacyjne ustawienie u nieco ponad 11% w stopie lewej i u prawie 16% w stopie prawej. Natomiast w grupie kontrolnej pronacja lewej stopy występowała u prawie 3%, a prawej stopy u 6% i występowała rzadziej niż supinacja (Ryc. 9.).

Tabela 12. Podsumowanie wartości wskaźnika FPI-6 w grupach badanej i kontrolnej

Wskaźnik FPI	Skala wskaźnika FPI	Grupa badana		Grupa kontrolna		p
		N	%	N	%	
FPI L	stopa o zwiększonej supinacji	-	-	-	-	<0,01
	stopa o lekkiej supinacji	3	4,29	4	11,42	
	stopa neutralna	59	84,28	30	85,71	
	stopa o lekkiej pronacji	8	11,42	1	2,86	
	stopa o zwiększonej pronacji	-	-	-	-	
FPI P	stopa o zwiększonej supinacji	-	-	-	-	<0,01
	stopa o lekkiej supinacji	2	2,86	5	14,29	
	stopa neutralna	57	81,43	28	80	
	stopa o lekkiej pronacji	11	15,71	2	5,71	
	stopa o zwiększonej pronacji	-	-	-	-	

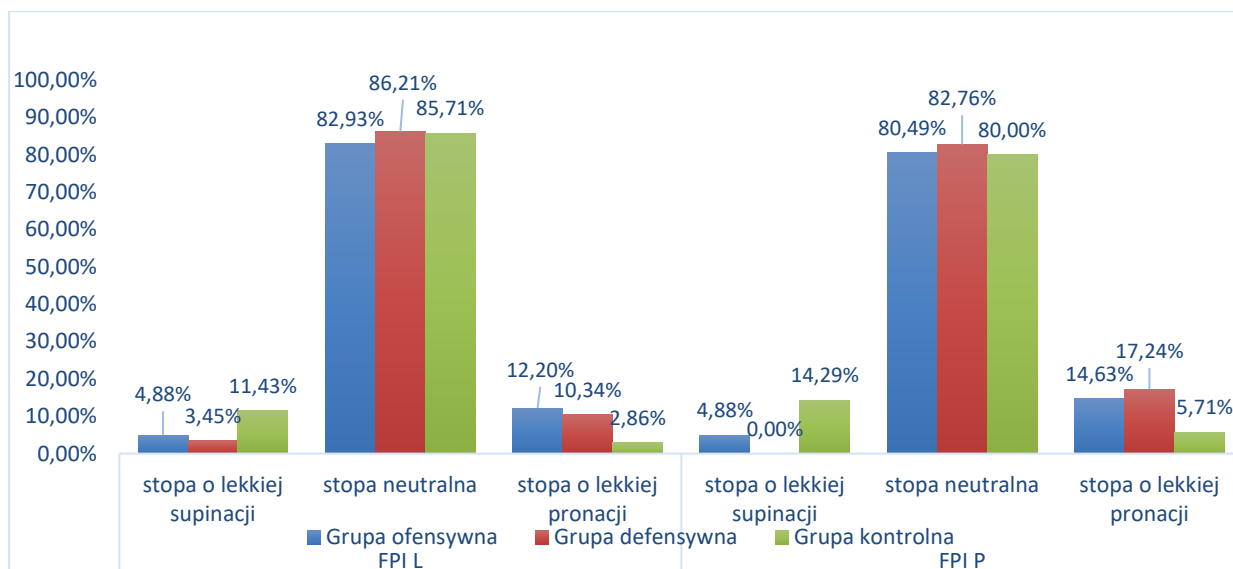
N – liczba badanych, **p** – poziom prawdopodobieństwa (test Chi²), **P** -prawa kończyna dolna, **L** – lewa kończyna dolna



Rycina 9. Podsumowanie wartości wskaźnika FPI-6 w grupach badanej i kontrolnej

Grupa ofensywna/defensywna/kontrolna

W grupie ofensywnej stwierdzono lekką supinację stopy lewej u prawie 5% graczy, neutralną u 83% oraz w lekkiej pronacji u ponad 12% graczy. W grupie defensywnej, w stopie lewej zaobserwowano lekką supinację tylko u 1. gracza (3,5%), prawidłowe ukształtowanie u niemal 87% graczy oraz lekką pronację u nieco ponad 10% (Ryc. 10.). Odnotowano istotny związek FPI L między grupami: ofensywną, defensywną, kontrolną ($p=0,01$).



Rycina 10. Wartości wskaźnika FPI-6 w grupach: ofensywnej, defensywnej, kontrolnej; P- prawa, L- lewa

W grupie ofensywnej stwierdzono lekką supinację stopy prawej u 4,9% graczy, neutralną u 80,5% oraz w lekkiej pronacji u 14,6% graczy. W grupie defensywnej, w stopie prawej zaobserwowano prawidłowe ukształtowanie u 82,8% graczy oraz lekką pronację u 17,2%

graczy. (Ryc. 10.). Odnotowano istotny związek FPI P między grupami: ofensywną, defensywną, kontrolną ($p < 0,01$).

Zarówno w grupie ofensywnej, jak i defensywnej, u znacznej większości badanych stwierdzono prawidłowe ustawienie obydwu stóp. Porównując ustawienie w kierunku supinacji i pronacji w obu grupach (ofensywnej i defensywnej), częściej występowała stopa o lekkiej pronacji, z tendencją do stopy płaskiej (Ryc. 10.).

4.4. Związek postawy stopy (FPI-6) z: wiekiem, BMI oraz czasem trenowania

W celu oceny związków FPI-6 z badanymi zmiennymi zostały stworzone kategorie wiekowe (do 25. lat – większość badanych uczących się; powyżej 25 lat – większość badanych pracujących), kategorie BMI ($BMI < 25 \text{ kg/m}^2$ - masa ciała w normie, $25 \leq BMI [\text{kg/m}^2] < 30$ – nadwaga oraz $BMI \geq 30 \text{ kg/m}^2$ – otyłość) oraz wykorzystano kategorie czasu trenowania zastosowane w ankiecie (poniżej 1 roku; 1-3 lata; 4-6 lat; 7-9 lat; powyżej 9 lat).

W grupie badanych sportowców ukształtowanie stopy lewej i prawej nie jest związane z BMI, wiekiem i czasem trenowania ($p > 0,05$). Natomiast w grupie kontrolnej wykazano istotny związek ($p < 0,02$) pomiędzy ukształtowaniem stopy lewej, a BMI (Tab. 13.).

Ze względu na zajmowaną pozycję sportowca: ofensywną/defensywną także nie zaobserwowano związków pomiędzy badanymi wartościami zmiennych ($p > 0,05$).

Tabela 13. Ocena związku między FPI-6 a kategoriami BMI, wiekiem i czasem trenowania w grupach badanej i kontrolnej

Kończyna dolna FPI	Grupa	Zmienna	p
KDL	badana	BMI	0,36
		Wiek	0,64
		Czas trenowania	0,72
	kontrolna	BMI	0,02
		Wiek	0,08
		Czas trenowania	0,26
KDP	badana	BMI	0,18
		Wiek	0,23
		Czas trenowania	0,26
	kontrolna	BMI	0,27
		Wiek	0,29

$p < 0,05$ wartość istotna statystycznie, test χ^2

Związek FPI-6 z BMI – szczegółowe wyniki

Poddano analizie wzajemne związki między FPI-6, a wartościami BMI. Uzyskane wartości nie wskazują na istnienie związku między nimi w badanej grupie FA (Tab. 14.).

Wśród zawodników, którzy posiadają prawidłowe ustawienie stopy lewej, 39% posiadało BMI w normie, 27,1% ma otyłość, a niemal 34% nadwagę. Ukształtowanie stopy lewej w lekkiej pronacji ma prawie 63% zawodników z BMI w normie i 37,5% z nadwagą. Stopę lewą w ustawieniu supinacyjnym wykazuje niemal 67% zawodników z BMI w normie i nieco ponad 33% z nadwagą (Tab. 14.).

Wśród zawodników, którzy posiadają neutralne ustawienie stopy prawej niemal 44% miało wartości BMI w normie, nieco ponad 26% BMI z otyłością i 30% BMI z nadwagą. Ukształtowanie stopy prawej w lekkiej pronacji miało 45,5% zawodników z BMI w normie i niemal 55% z BMI z nadwagą. Stopę prawą w ustawieniu supinacyjnym wykazało 50% zawodników z otyłością i 50% z nadwagą (Tab. 14.).

W grupie kontrolnej stwierdzono istotny związek między FPI-6, a BMI jedynie w stopie lewej ($p=0,02$). Większość osób (90%) z BMI w normie posiadało obie stopy ukształtowane prawidłowo. Stopy z lekką supinacją występowały również u osób z prawidłowymi wartościami BMI. Natomiast stopy z lekką pronacją zaobserwowano u nieco ponad 83% osób z nadwagą (KDL i KDP) oraz u 50% osób z BMI w normie (KDP) (Tab. 14.).

Tabela 14. Związek między ukształtowaniem stopy (FPI-6) a BMI w grupach badanej i kontrolnej

Kończyna dolna	Grupa	BMI	Lekka pronacja		Neutralna		Lekka supinacja		p
			N	%	N	%	N	%	
KDL	badana	norma	5	62,5	23	38,98	2	66,67	0,36
		nadwaga	3	37,5	20	33,9	1	33,33	
		otyłość	-	-	16	27,12	-	-	
	kontrolna	norma	-	-	27	90	4	100	0,02
		nadwaga	1	33,33	2	6,67	-	-	
		otyłość	-	-	1	3,33	-	-	
KDP	badana	norma	5	45,45	25	43,86	-	-	0,18
		nadwaga	6	54,55	17	29,82	1	50	
		otyłość	-	-	15	26,32	1	50	
	kontrolna	norma	1	50	25	89,29	5	100	0,27
		nadwaga	1	50	2	7,1	-	-	
		otyłość	-	-	1	3,6	-	-	

N – liczba badanych, $p < 0,05$ wartość istotna statystycznie, test χ^2

4.5. Analiza wyników *Y Balance Test* (YBT)

4.5.1. Ocena długości kończyn dolnych

Wykazano istotne statystycznie różnice pomiędzy długością obu kończyn dolnych dla badanych grup sportowców i kontroli ($p < 0,01$) (Tab. 15.).

Średnia długość kończyny dolnej prawej u osób z grupy badanej wyniosła 98,4 cm, natomiast kończyny dolnej lewej 98,3 cm. W grupie kontrolnej, średnia długość kończyn dolnych była mniejsza o ~4 cm, w porównaniu do grupy badanej i wyniosła kolejno: 94,6 cm po stronie prawej i 94,5 po stronie lewej (Tab. 15.).

Tabela 15. Średnie wartości długości kończyn dolnych w grupach badanej i kontrolnej

Zmienna	KD	Grupa badana			Grupa kontrolna			p
		N	średnia	SD	N	średnia	SD	
długość kończyny dolnej [cm]	P	70	98,4	4,6	35	94,6	3,9	<0,01
	L	70	98,3	4,6	35	94,5	3,9	<0,01

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, KD – kończyna dolna, P -prawa, L – lewa, $p < 0,05$ wartość istotna statystycznie, test t Studenta dla grup niezależnych

Szczegółowa analiza powyższych wartości w dwóch grupach badanych oraz grupie kontrolnej wykazała istotne różnice w długości kończyn dolnych, pomiędzy grupami: ofensywną i kontrolną oraz defensywną i kontrolną ($p < 0,01$), dla obu kończyn dolnych. Średnia wartość długości kończyn dolnych była największa w grupie defensywnej i wyniosła 99 cm, zarówno po stronie prawej, jak i lewej (Tab. 16.).

Tabela 16. Średnie wartości długości kończyn dolnych w badanych grupach

Zmienna	KD	Grupa ofensywna			Grupa defensywna			Grupa kontrolna			p1	p2	p3
		N	średnia	SD	N	średnia	SD	N	średnia	SD			
długość kończyny dolnej [cm]	P	41	98	5,3	29	99	3,6	35	94,6	3,9	0,41	<0,01	<0,01
	L	41	97,9	5,2	29	98,9	3,6	35	94,5	3,9	0,38	<0,01	<0,01

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, KD – kończyna dolna, P -prawa, L – lewa, $p < 0,05$ wartość istotna statystycznie, p1 – grupa ofensywna vs. grupa defensywna, p2 – grupa ofensywna vs. grupa kontrolna, p3 – grupa defensywna vs. grupa kontrolna; test t Studenta dla grup niezależnych

4.5.2. Ocena asymetrii między kończyną dolną prawą i lewą dla każdego kierunku zasięgu YBT

Tabela 17 przedstawia parametry YBT oraz pomiar długości kończyn dolnych w grupach: badanej i kontrolnej, ofensywnej i defensywnej. Dokonano porównania między parametrami YBT oraz długości kończyn dolnych, a stroną prawą i lewą, w obrębie każdej z grup. Potwierdzono istotną statystycznie różnicę między kończyną dolną prawą i lewą

w grupie badanej ($p < 0,01$) oraz w grupie ofensywnej ($p < 0,01$) dla YBT przód, a także w długości kończyn dolnych w grupie badanej ($p = 0,04$) (Tab. 17.).

Tabela 17. Średnie wartości YBT oraz długości kończyn dolnych po stronie prawej i lewej w badanych grupach

Zmienna [cm]	Grupa	KDP			KDL			P
		N	średnia	SD	N	średnia	SD	
YBT przód	grupa badana	70	61,64	8,63	70	59,85	7,76	<0,01
	grupa kontrolna	35	67,71	10,3	35	67,06	9,34	0,64
	grupa ofensywna	41	61,51	9,72	41	58,78	7,58	<0,01
	grupa defensywna	29	61,82	6,96	29	61,36	7,88	0,47
YBT tylnoprzyśrodkowy	grupa badana	70	99,47	10,02	70	100,33	10,27	0,58
	grupa kontrolna	35	103,13	8,89	35	103,92	7,53	0,38
	grupa ofensywna	41	99,84	9,21	41	99,13	10,08	0,45
	grupa defensywna	29	98,94	11,22	29	98,84	10,72	0,94
YBT tylnoboczny	grupa badana	70	103,75	10,43	70	105,33	9,29	0,53
	grupa kontrolna	35	107,8	7,44	35	107,48	7,49	0,65
	grupa ofensywna	41	103,35	10,73	41	103,54	8,81	0,84
	grupa defensywna	29	104,32	10,14	29	105,02	10,04	0,38
Długość kończyn	grupa badana	70	98,35	4,64	70	98,28	4,6	0,04
	grupa kontrolna	35	94,64	3,87	35	94,54	3,89	0,07
	grupa ofensywna	41	97,96	5,25	41	97,87	5,2	0,09
	grupa defensywna	29	98,9	3,63	29	98,86	3,59	0,33

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, KD – kończyna dolna, P –prawa, L – lewa, $p < 0,05$ wartość istotna statystycznie; test t Studenta dla grup zależnych

4.5.3. Ocena średniej różnicy zasięgu między kończyną dolną prawą i lewą – porównanie w badanych grupach dla każdego kierunku YBT

Zbadano różnice zasięgu kończyn dolnych w wartościach YBT między grupą badaną i kontrolną. Nie wykazano znamiennej różnicy między badanymi grupami. Średnia różnica YBT przód między kończyną dolną prawą i lewą, w grupie badanej wyniosła 3,9 cm i była o 1,5 cm mniejsza, niż w grupie kontrolnej. Średnia wartość różnicy YBT tylnoprzyśrodkowy była większa w grupie badanej o 0,8 cm, a w YBT tylnoboczny o 0,9 cm, w porównaniu do grupy kontrolnej (Tab. 18.).

W grupie badanej średnia różnica w wartościach zasięgu między kończynami dolnymi: prawą i lewą dla YBT tylnoprzyśrodkowy wyniosła 5,1 cm, a YBT tylnoboczny 4,2 cm. W grupie kontrolnej wyniki stanowiły odpowiednio: 4,3 cm i 3,3 cm (Tab. 18.).

Tabela 18. Różnica wartości zasięgu między kończynami dolnymi w zakresie YBT w grupach badanej i kontrolnej [cm]

Zmienna	Grupa badana			Grupa kontrolna			p
	N	średnia	SD	N	średnia	SD	
YBT przód	70	3,9	4,1	35	5,4	6,3	0,14
YBT tylnoprzyśrodkowy	70	5,1	4,7	35	4,3	3,1	0,41
YBT tylnoboczny	70	4,2	3,4	35	3,3	2,5	0,15

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, p < 0,05 wartość istotna statystycznie, test t Studenta dla grup niezależnych

Wykazano znamiennej różnicę zasięgu kończyn dolnych między grupą ofensywną a defensywną (p=0,03) oraz grupą defensywną a kontrolną (p=0,03) w YBT przód, a także grupą ofensywną, a kontrolną w YBT tylnoboczny (p=0,04). Średnia wartość różnicy między wynikiem testu dla kończyny dolnej i prawej w YBT przód była największa dla grupy kontrolnej – 5,4 cm, w YBT tylnoprzyśrodkowy dla grupy defensywnej – 5,5 cm, a w YBT tylnoboczny dla grupy ofensywnej – 4,8 cm (Tab. 19.).

Tabela 19. Różnica wartości zasięgu między kończynami dolnymi w zakresie YBT w badanych grupach [cm]

Zmienna	Grupa ofensywna			Grupa defensywna			Grupa kontrolna			p1	p2	p3
	N	średnia	SD	N	średnia	SD	N	średnia	SD			
YBT przód	41	4,8	4,9	29	2,6	2,1	35	5,4	6,3	0,03	0,62	0,03
YBT tylnoprzyśrodkowy	41	4,8	3,7	29	5,5	5,9	35	4,3	3,1	0,5	0,59	0,32
YBT tylnoboczny	41	4,8	3,7	29	3,4	2,6	35	3,3	2,5	0,08	0,04	0,88

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, p < 0,05 wartość istotna statystycznie, test t Studenta dla grup niezależnych, p1 – grupa ofensywna vs. grupa defensywna, p2 – grupa ofensywna vs. grupa kontrolna, p3 – grupa defensywna vs. grupa kontrolna

4.5.4. Ocena ryzyka urazu kończyn dolnych ze względu na asymetrię zasięgu YBT

Przeanalizowano również asymetrię zasięgu w wartościach YBT pod kątem ryzyka urazu [241, 243]. Grupa badana wykazywała znamiennej częściej asymetrię >4 cm w YBT tylnoboczny, porównując do grupy kontrolnej (p=0,02).

W grupie badanej największy procent (62,9%) wykazało asymetrię ≤4cm w YBT przód, a kolejno 57,1%, w wychyleniu YBT tylnoboczny (Tab. 20.). Najwięcej osób z grupy kontrolnej (80%) wykazywało asymetrię ≤4 cm w YBT tylnoboczny.

Tabela 20. Różnica między kończynami dolnymi w zakresie YBT w grupach badanej i kontrolnej

Zmienna	Różnica	Grupa badana		Grupa kontrolna		p
		N	%	N	%	
YBT przód	>4 cm	26	37,14	16	45,71	0,39
	≤4 cm	44	62,86	19	54,29	
YBT tylnoprzyśrodkowy	>4 cm	33	47,14	17	48,57	0,89
	≤4 cm	37	52,86	18	51,43	
YBT tylnoboczny	>4 cm	30	42,86	7	20	0,02
	≤4 cm	40	57,14	28	80	

N – liczba badanych, p < 0,05 wartość istotna statystycznie, test Chi²

Porównując grupy: ofensywną, defensywną i kontrolną nie stwierdzono istotnych różnic między grupami, w związku z asymetrią zasięgów YBT. Najwięcej osób z grupy ofensywnej (58,5%) i defensywnej (69%) wykazało asymetrię ≤4 cm w YBT przód. Asymetrie zasięgów YBT >4 cm wykazywał większy procent zawodników ofensywnych niż defensywnych (Tab. 21.).

Tabela 21. Różnica wartości między kończynami dolnymi w zakresie YBT w badanych grupach

Zmienna	Różnica	Grupa ofensywna		Grupa defensywna		Grupa kontrolna		p
		N	%	N	%	N	%	
YBT przód	>4 cm	17	41,46	9	31,03	16	45,71	0,48
	≤4 cm	24	58,54	20	69,97	19	54,29	
YBT tylnoprzyśrodkowy	>4 cm	20	48,78	13	44,83	17	48,57	0,93
	≤4 cm	21	51,22	16	55,17	18	51,43	
YBT tylnoboczny	>4 cm	19	46,34	11	37,93	7	20	0,05
	≤4 cm	22	53,66	18	62,07	28	80	

N – liczba badanych, p < 0,05 wartość istotna statystycznie, test Chi²

4.5.5. Ocena równowagi dynamicznej i narażenia na uraz

Ocena narażenia na uraz kończyn dolnych, została ustalona na podstawie przypisania wyniku złożonego YBT (równowagi dynamicznej) do przedziałów o progach 94% i 89,6% [243].

Grupa badana /kontrolna

Najczęstszym przedziałem dla obu kończyn dolnych był >89,6%, zarówno w grupie badanej, jak i kontrolnej. Kolejno najwięcej badanych znajdowało się po równo w przedziałach >94% i ≤94% dla kończyny dolnej prawej oraz w przedziale ≤94% dla kończyny dolnej lewej. Najmniej osób badanych i kontroli znajdowało się w przedziale ≤89,6% (Tab. 22.).

W badanej grupie futbolistów równo lub mniej niż 89,6% wyniku złożonego YBT uzyskało 31,4% osób dla KDP i 31,4% dla KDL, a w grupie kontrolnej 8,6% dla KDP i 5,7% dla KDL. Wynik złożony YBT, $\leq 94\%$ stwierdzono u 50% sportowców dla KDP i 60% dla KDL, a dla grupy kontrolnej u 14,3% osób dla KDP i 11,4% dla KDL (Tab. 22.).

Tabela 22. Narażenie na ryzyko urazu kończyn dolnych w grupach badanej i kontrolnej

Zmienna	Narażenie na ryzyko urazu	Grupa badana		Grupa kontrolna		p
		N	%	N	%	
KDP - złożony wynik YBT (%)	>94%	35	50	30	85,71	<0,01
	$\leq 94\%$	35	50	5	14,29	
	>89,6%	48	68,57	32	91,43	0,01
	$\leq 89,6\%$	22	31,43	3	8,57	
KDL - złożony wynik YBT (%)	>94%	28	40	31	88,57	<0,01
	$\leq 94\%$	42	60	4	11,43	
	>89,6%	48	68,57	33	94,29	<0,01
	$\leq 89,6\%$	22	31,43	2	5,71	

N – liczba badanych, p < 0,05 wartość istotna statystycznie, test Chi², ryzyko urazu równo lub mniej niż 94% wg [241,243], 89.6% wg [243,245]

Grupa ofensywna/defensywna/kontrolna

Wykazano istotny statystycznie związek między grupami, a narażeniem na wystąpienie urazu, zarówno dla kończyny dolnej prawej, jak i lewej (Tab. 23.).

W grupie ofensywnej i defensywnej, najwięcej badanych znajdowało się w przedziale >89,6%, podobnie, jak w grupie kontrolnej. Drugi najczęstszy przedział stanowił >94% dla kończyny dolnej prawej i $\leq 94\%$ dla kończyny dolnej lewej, w grupie ofensywnej. W grupie defensywnej, drugim przedziałem był $\leq 94\%$, dla obu kończyn dolnych. W grupie kontrolnej, odpowiednio kolejny przedział był >94% dla prawej i lewej kończyny dolnej (Tab. 23.).

Złożona wartość YBT była równa bądź mniejsza niż 89,6% w kończynie dolnej prawej u 29,3% zawodników ofensywnych i u 34,5% zawodników defensywnych, a w kończynie dolnej lewej odpowiednio u: 26,8% i 37,9% (Tab. 23.).

Narażenie na uraz, według prognozy $\leq 94\%$ stwierdzono u prawie 44% zawodników ofensywnych i 59% zawodników defensywnych w kończynie dolnej prawej, a w kończynie dolnej lewej odpowiednio: 63% i 55% (Tab. 23.).

Tabela 23. Narażenie na ryzyko urazu kończyn dolnych w badanych grupach

Zmienna	Narażenie na ryzyko urazu	Grupa ofensywna		Grupa defensywna		Grupa kontrolna		p
		N	%	N	%	N	%	
KDP - złożony wynik YBT (%)	>94%	23	56,1	12	41,38	30	85,71	<0,01
	≤94%	18	43,9	17	58,62	5	14,29	
	>89,6%	29	70,73	19	65,52	32	91,43	0,03
	≤89,6%	12	29,27	10	34,48	3	8,57	
KDL - złożony wynik YBT (%)	>94%	15	36,59	13	44,83	31	88,57	<0,01
	≤94%	26	63,41	16	55,17	4	11,43	
	>89,6%	30	73,17	18	62,07	33	94,29	<0,01
	≤89,6%	11	26,83	11	37,93	2	5,71	

N – liczba badanych, , p < 0,05 wartość istotna statystycznie, test Chi², ryzyko urazu równo lub mniej niż 94% wg [241,243], 89.6% wg [243,245]

4.6. Porównanie wartości obciążeń stóp i równowagi statycznej (COP) podczas badania na platformie dynamometrycznej (Zebris FDM-S)

4.6.1. Test stania obunóż z otwartymi i zamkniętymi oczami

Grupa badana/kontrolna

Analiza wartości COP oraz obciążenia stóp podczas stania obunóż z otwartymi i zamkniętymi oczami nie wykazała istotnej różnicy między grupą badaną, a kontrolną (Tab. 24., Tab. 25.).

Oczy otwarte

Podczas stania obunóż z otwartymi oczami średnia wartość pola elipsy COP w grupie badanej wyniosła prawie 193mm² i była większa o 29 mm², w porównaniu do grupy kontrolnej. Natomiast średnia długość ścieżki COP była dłuższa w grupie kontrolnej o niemal 44 mm, w porównaniu do grupy badanej. Średnia prędkość przemieszczania COP była mniejsza w grupie badanej o 1,71 mm/s, od wyniku grupy kontrolnej. Wartości obciążenia stóp były nieznacznie różne w badanych grupach. Większe obciążenie stóp wykazano w obszarze tyłostopia lewego i prawego oraz całkowitego obciążenia prawej stopy w grupie badanej, a w obszarze przodostopia lewego i prawego oraz całkowitego obciążenia lewej stopy w grupie kontrolnej (Tab. 24.).

Oczy zamknięte

Podczas stania obunóż z zamkniętymi oczami średnia wartość pola elipsy COP była mniejsza w grupie badanej o 4,5 mm² w porównaniu do grupy kontrolnej. Z kolei średnia długość ścieżki była dłuższa w grupie badanej o 10,8 mm, w porównaniu do grupy kontrolnej. Średnia prędkość przemieszczania COP także była większa w grupie badanej (o 0,49 mm/s), niż w grupie kontrolnej. Wartości obciążenia stóp były większe w grupie badanej dla przodostopia lewego i prawego oraz całkowitego obciążenia prawej stopy, a w grupie kontrolnej dla tyłostopia lewego i prawego oraz całkowitego obciążenia lewej stopy (Tab. 25.).

Tabela 24. Wartości COP oraz obciążenia stóp podczas stania obunóż z otwartymi oczami w grupach badanej i kontrolnej

Zmienna	Grupa badana			Grupa kontrolna			p
	N	średnia	SD	N	średnia	SD	
Pole elipsy COP [mm ²]	70	192,7	143,4	35	163,7	92,1	0,28
Długość ścieżki COP [mm]	70	507,5	244,8	35	551,3	190,1	0,36
Prędkość przemieszczania COP [mm/sek]	70	17,66	8,47	35	19,37	6,7	0,29
Obciążenie przodostopia L [%]	70	43,31	9,81	35	44,29	9,59	0,63
Obciążenie tyłostopia L [%]	70	56,69	9,81	35	55,71	9,59	0,63
Obciążenie przodostopia P [%]	70	45,37	10,86	35	45,94	10,22	0,79
Obciążenie tyłostopia P [%]	70	54,63	10,86	35	54,06	10,22	0,79
Obciążenie całkowite L [%]	70	50,26	3,22	35	50,94	3,08	0,3
Obciążenie całkowite P [%]	70	49,74	3,22	35	49,06	3,08	0,3

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, p < 0,05 wartość istotna statystycznie, test t Studenta dla grup niezależnych

Tabela 25. Wartości COP i obciążenia stóp podczas stania obunóż z zamkniętymi oczami w grupach badanej i kontrolnej

Zmienna	Grupa badana			Grupa kontrolna			p
	N	średnia	SD	N	średnia	SD	
Pole elipsy COP [mm ²]	70	193	136	35	197,5	116,7	0,87
Długość ścieżki COP [mm]	70	598,8	263,4	35	588	177,9	0,83
Prędkość przemieszczania COP [mm/sek]	70	21,09	9,07	35	20,6	6,24	0,78
Obciążenie przodostopia L [%]	70	45,29	10	35	44,63	9,24	0,75
Obciążenie tyłostopia L [%]	70	54,71	10	35	55,37	9,24	0,75
Obciążenie przodostopia P [%]	70	48,1	10,3	35	46,43	8,37	0,41
Obciążenie tyłostopia P [%]	70	51,9	10,3	35	53,57	8,37	0,41
Obciążenie całkowite L [%]	70	49,53	4,87	35	50,97	3	0,11
Obciążenie całkowite P [%]	70	50,33	5,14	35	49,03	3	0,17

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, p < 0,05 wartość istotna statystycznie, test t Studenta dla grup niezależnych

Grupa ofensywna/defensywna/kontrolna

Nie wykazano znamiennej różnicy między grupami: ofensywną, defensywną, kontrolną w analizie wartości COP oraz obciążenia stóp, podczas stania obunóż z otwartymi oczami, a także w wartościach COP z zamkniętymi oczami. Różnicę istotną statystycznie między badanymi grupami uzyskano w wynikach obciążenia stóp, podczas stania obunóż z zamkniętymi oczami ($p=0,02$) (Tab. 26., Tab. 27.).

Oczy otwarte

Podczas stania obunóż z otwartymi oczami, największe średnie pole elipsy COP uzyskała grupa ofensywna, następnie defensywna, a najmniejsze kontrolna. Średnia długość ścieżki COP była najdłuższa w grupie kontrolnej, następnie w ofensywnej, a najkrótsza w defensywnej. Średnia wartość prędkości przemieszczania COP była największa w grupie kontrolnej, potem w grupie ofensywnej, a najmniejsza w defensywnej. Średnie obciążenie przodostopia lewego było największe w grupie kontrolnej, a w grupie ofensywnej było większe niż w defensywnej. Średnie obciążenie tyłostopia lewego było największe w grupie defensywnej, kolejno w ofensywnej a najmniejsze w kontrolnej. Największe średnie obciążenie przodostopia prawego było w grupie defensywnej, kolejno w kontrolnej i ofensywnej. Średnie obciążenie tyłostopia prawego było największe w grupie ofensywnej, porównując do grupy defensywnej i kontrolnej. Średnie obciążenie całkowite lewej stopy było największe w grupie kontrolnej, a w grupie defensywnej było większe niż w ofensywnej. Średnie obciążenie całkowite prawej stopy było największe w grupie ofensywnej, w porównaniu do defensywnej i kontrolnej (Tab. 26.).

Oczy zamknięte

Podczas stania obunóż z zamkniętymi oczami, średnia wartość pola elipsy COP była największa w grupie defensywnej, a najmniejsza w ofensywnej. Średnia długość ścieżki COP była najdłuższa w grupie ofensywnej, a najkrótsza w grupie defensywnej. Średnia prędkość przemieszczenia COP była największa w grupie ofensywnej, a najmniejsza w grupie defensywnej. Średnie obciążenie przodostopia lewego i prawego było największe w grupie ofensywnej, porównując do grupy defensywnej i kontrolnej. Średnie obciążenie tyłostopia lewego było największe w grupie defensywnej, a najmniejsze w ofensywnej. Średnie obciążenie tyłostopia prawego było największe w grupie kontrolnej, a w grupie defensywnej większe niż w ofensywnej. Największe średnie całkowite obciążenie lewej stopy było w grupie kontrolnej, kolejno w: defensywnej i ofensywnej. Wykazano znamiennej różnicę między grupą ofensywną, a kontrolną w wartościach średniego, całkowitego obciążenia stopy lewej ($p=0,02$). Średnie całkowite obciążenie prawej stopy było największe w grupie ofensywnej w porównaniu do defensywnej i kontrolnej (Tab. 27.).

Tabela 26. Wartości COP i obciążenia stóp podczas stania obunóż z otwartymi oczami w badanych grupach

Zmienna	Grupa ofensywna			Grupa defensywna			Grupa kontrolna			p1	p2	p3
	N	średnia	SD	N	średnia	SD	N	średnia	SD			
Pole elipsy COP [mm ²]	41	196,4	166,7	29	187,4	104,4	35	163,7	92,1	0,79	0,3	0,34
Długość ścieżki COP [mm]	41	524,6	278,4	29	483,3	189,7	35	551,3	190,1	0,49	0,63	0,16
Prędkość przemieszczania COP [mm/sek]	41	18,2	9,58	29	16,9	6,67	35	19,37	6,7	0,53	0,54	0,15
Obciążenie przodostopia L [%]	41	43,56	9,32	29	42,97	10,62	35	44,29	9,59	0,8	0,74	0,60
Obciążenie tylostopia L [%]	41	56,44	9,32	29	57,03	10,62	35	55,71	9,59	0,8	0,74	0,60
Obciążenie przodostopia P [%]	41	44,95	10,71	29	45,97	11,22	35	45,94	10,22	0,7	0,68	0,99
Obciążenie tylostopia P [%]	41	55,05	10,71	29	54,03	11,22	35	54,06	10,22	0,7	0,68	0,99
Obciążenie całkowite L [%]	41	49,85	3,53	29	50,83	2,7	35	50,94	3,08	0,22	0,16	0,88
Obciążenie całkowite P [%]	41	50,15	3,53	29	49,17	2,70	35	49,06	3,08	0,22	0,16	0,88

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, $p < 0,05$ wartość istotna statystycznie, test t Studenta dla grup niezależnych, p1 – grupa ofensywna vs. grupa defensywna, p2 – grupa ofensywna vs. grupa kontrolna, p3 – grupa defensywna vs. grupa kontrolna

Tabela 27. Wartości COP i obciążenia stóp podczas stania obunóż z zamkniętymi oczami w badanych grupach

Zmienna	Grupa ofensywna			Grupa defensywna			Grupa kontrolna			p1	p2	p3
	N	średnia	SD	N	średnia	SD	N	średnia	SD			
Pole elipsy COP [mm ²]	41	185,8	118,8	29	203,1	158,9	35	197,5	116,7	0,6	0,67	0,87
Długość ścieżki COP [mm]	41	632,5	282,2	29	551,3	230,5	35	588	177,9	0,21	0,42	0,48
Prędkość przemieszczania COP [mm/sek]	41	22,17	9,87	29	19,55	7,71	35	20,6	6,24	0,24	0,42	0,55
Obciążenie przodostopia L [%]	41	46,32	10,18	29	43,83	9,73	35	44,63	9,24	0,31	0,45	0,74
Obciążenie tylostopia L [%]	41	53,68	10,18	29	56,17	9,73	35	55,37	9,24	0,31	0,45	0,74
Obciążenie przodostopia P [%]	41	49,05	11,01	29	46,76	9,21	35	46,43	8,37	0,36	0,25	0,88
Obciążenie tylostopia P [%]	41	50,95	11,01	29	53,24	9,21	35	53,57	8,37	0,36	0,25	0,88
Obciążenie całkowite L [%]	41	48,61	5,41	29	50,83	3,7	35	50,97	3	0,06	0,02	0,86
Obciążenie całkowite P [%]	41	51,15	5,86	29	49,17	3,7	35	49,03	3	0,11	0,06	0,86

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, $p < 0,05$ wartość istotna statystycznie, test t Studenta dla grup niezależnych, p1 – grupa ofensywna vs. grupa defensywna, p2 – grupa ofensywna vs. grupa kontrolna, p3 – grupa defensywna vs. grupa kontrolna

4.6.1.1. Porównanie całkowitego obciążenia stopy prawej i lewej w badanych grupach podczas stania obunóż (z oczami otwartymi i zamkniętymi)

Analiza wartości w obrębie jednej grupy między obciążeniem całkowitym KDP, a KDL nie wykazała znamiennych różnic, zarówno podczas stania obunóż z oczami otwartymi, jak i zamkniętymi (Tab. 28.).

Średnia wartość całkowitego obciążenia w próbie z otwartymi oczami w grupie badanej wyniosła 49,74% dla KDP oraz 50,26% dla KDL. W grupie kontrolnej średnie obciążenie całkowite KDP było mniejsze (49,06%) niż po stronie lewej (50,94%) (Tab. 28.).

Średnia wartość całkowitego obciążenia w próbie z zamkniętymi oczami w grupie badanej wyniosła 50,33% dla KDP oraz 49,53% dla KDL. W grupie kontrolnej średnie całkowite obciążenie KDP było mniejsze (49,03%) niż po stronie lewej (50,97%) (Tab. 28.).

Podczas stania obunóż z otwartymi i zamkniętymi oczami, średnie całkowite obciążenie KDP było większe niż KDL w grupie ofensywnej i mniejsze niż KDL w grupie defensywnej (Tab. 28.).

Tabela 28. Porównanie całkowitego obciążenia kończyn dolnych podczas stania obunóż w badanych grupach

Zmienna	Grupa	KDP			KDL			p
		N	średnia	SD	N	średnia	SD	
Obciążenie całkowite oczy otwarte [%]	grupa badana	70	49,74	3,22	70	50,26	3,22	0,51
	grupa kontrolna	35	49,06	3,08	35	50,94	3,08	0,08
	grupa ofensywna	41	50,15	3,52	41	49,85	3,52	0,79
	grupa defensywna	29	49,17	2,7	29	50,83	2,7	0,11
Obciążenie całkowite oczy zamknięte [%]	grupa badana	70	50,33	5,14	70	49,53	4,87	0,5
	grupa kontrolna	35	49,03	3	35	50,97	3	0,06
	grupa ofensywna	41	51,15	5,86	41	48,61	5,41	0,15
	grupa defensywna	29	49,17	3,7	29	50,83	3,7	0,24

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, p < 0,05 wartość istotna statystycznie, test t Studenta dla grup zależnych, KDP-kończyna dolna prawa, KDL-kończyna dolna lewa

4.6.1.2. Porównanie całkowitego obciążenia stóp w próbach z otwartymi i zamkniętymi oczami podczas stania obunóż

Analiza wartości w obrębie jednej grupy, między próbą stania obunóż z oczami otwartymi, a zamkniętymi nie wykazała znamienych różnic dla obciążenia całkowitego KDP i KDL (Tab. 29.).

Średnie całkowite obciążenie KDP było większe podczas stania obunóż z oczami zamkniętymi niż z otwartymi, zarówno w grupie badanej (o 0,59%), jak i ofensywnej (o 1%). Średnie całkowite obciążenie KDL było większe podczas stania obunóż z oczami otwartymi niż z zamkniętymi, zarówno w grupie badanej (o 0,73%), jak i ofensywnej (o 1,24%) (Tab. 29.).

W grupie defensywnej, próby stania obunóż (oczy otwarte-zamknięte) nie wykazały zmian w otrzymanych wartościach dla KDP i KDL. Podobne wyniki podczas obu prób dla KDP (różnica 0,03%) i KDL (różnica 0,03%) uzyskała także grupa kontrolna (Tab. 29.).

Największe średnie obciążenie całkowite dla KDP wykazano w grupie ofensywnej, zarówno podczas próby z otwartymi oczami, jak i zamkniętymi. Największe średnie obciążenie całkowite dla KDL wykazano w grupie kontrolnej, zarówno podczas próby z otwartymi oczami, jak i zamkniętymi (Tab. 29.).

Tabela 29. Porównanie całkowitego obciążenia kończyn dolnych podczas stania obunóż w próbach z otwartymi i zamkniętymi oczami

Zmienna	Grupa	Oczy otwarte			Oczy zamknięte			p
		N	średnia	SD	N	średnia	SD	
Obciążenie całkowite KDP [%]	grupa badana	70	49,74	3,22	70	50,33	5,14	0,25
	grupa kontrolna	35	49,06	3,08	35	49,03	3	0,93
	grupa ofensywna	41	50,15	3,52	41	51,15	5,86	0,19
	grupa defensywna	29	49,17	2,7	29	49,17	3,7	1
Obciążenie całkowite KDL [%]	grupa badana	70	50,26	3,22	70	49,53	4,87	0,14
	grupa kontrolna	35	50,94	3,08	35	50,97	3	0,93
	grupa ofensywna	41	49,85	3,52	41	48,61	5,41	0,09
	grupa defensywna	29	50,83	2,7	29	50,83	3,7	1

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, p < 0,05 wartość istotna statystycznie, test t Studenta dla grup zależnych

Średnie całkowite obciążenie KDP było większe w grupie badanej, a KDL w grupie kontrolnej zarówno podczas stania obunóż z otwartymi, jak i zamkniętymi oczami (Tab. 29.).

Średnie całkowite obciążenie KDP było większe w grupie ofensywnej niż w defensywnej, zarówno podczas stania obunóż z otwartymi, jak i zamkniętymi oczami. Średnie całkowite obciążenie KDL było większe w grupie defensywnej niż w grupie ofensywnej, w obu próbach (Tab. 29.).

4.6.2. Test stania jednonóż na KDL z otwartymi i zamkniętymi oczami

Grupa badana/kontrolna

Oczy otwarte

Wykazano znamienne różnice między grupą badaną i kontrolną dla pola elipsy COP ($p < 0,01$) oraz długości ścieżki COP ($p = 0,03$) podczas stania na KDL z otwartymi oczami. Średnia wartość pola elipsy COP wyniosła 971,8 mm² w grupie badanej i była większa o 268,2 mm² niż w grupie kontrolnej (średnia = 703,6 mm²). W grupie badanej średnia długość ścieżki COP była dłuższa o 251,1 mm, a średnia prędkość przemieszczania COP była większa o 5,3 mm/s, w porównaniu do grupy kontrolnej (Tab. 30.).

Średnie obciążenie KDL – strony lewej i prawej tyłostopia oraz całkowite obciążenie prawej krawędzi stopy było większe w grupie badanej niż w grupie kontrolnej. Średnie obciążenie KDL – strony lewej i prawej przodostopia oraz całkowite obciążenie krawędzi lewej stopy było większe w grupie kontrolnej niż w grupie badanej (Tab. 30.).

Tabela 30. Wartości COP i obciążenia stopy podczas stania na kończynie dolnej lewej z otwartymi oczami w grupach badanej i kontrolnej

Zmienna	Grupa badana			Grupa kontrolna			P
	N	średnia	SD	N	średnia	SD	
Pole elipsy COP [mm ²]	70	971,8	734,3	35	703,6	290,1	<0,01
Długość ścieżki COP [mm]	70	1248,5	741,4	35	997,4	209,2	0,03
Prędkość przemieszczania COP [mm/sek]	70	41,21	16,85	35	35,91	8,91	0,11
Obciążenie przodostopia L krawędź [%]	70	55,3	12,97	35	58,54	15,93	0,27
Obciążenie tyłostopia L krawędź [%]	70	44,59	13,04	35	41,46	15,93	0,29
Obciążenie przodostopia P krawędź [%]	70	38,24	15,79	35	41,14	17	0,39
Obciążenie tyłostopia P krawędź [%]	70	58,9	17,59	35	58,86	17	0,99
Obciążenie całkowite L krawędź [%]	70	57,31	12,59	35	59,11	16,18	0,53
Obciążenie całkowite P krawędź [%]	70	42,69	12,59	35	40,89	16,18	0,53

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, $p < 0,05$ wartość istotna statystycznie, test t Studenta dla grup niezależnych

Oczy zamknięte

Testu stania jednoonóż na KDL z oczami zamkniętymi nie było w stanie wykonać 8 osób z grupy badanej (6 z ofensywy i 2 z defensywy) oraz 1 osoba z grupy kontrolnej.

Wykazano znamienne różnice między grupą badaną i kontrolną dla pola elipsy COP ($p < 0,01$) oraz obciążenia prawej strony przodostopia ($p < 0,01$) KDL podczas stania jednoonóż z zamkniętymi oczami (Tab. 31.).

Średnia wartość pola elipsy COP w grupie badanej była większa o 3102,7 mm² niż w grupie kontrolnej. W grupie badanej średnia długość ścieżki COP była dłuższa o 174 mm, a średnia prędkość przemieszczania COP była większa o 3,11 mm/s w porównaniu do grupy kontrolnej.

Średnie obciążenie KDL, strony lewej przodostopia oraz całkowite obciążenie prawej krawędzi stopy było większe w grupie badanej niż w grupie kontrolnej. Średnie obciążenie KDL strony lewej tyłostopia i prawej przodostopia oraz całkowite obciążenie krawędzi lewej stopy było większe w grupie kontrolnej niż w grupie badanej. Średnie obciążenie KDL strony prawej tyłostopia było podobne w badanych grupach (Tab. 31.).

Tabela 31. Wartości COP i obciążenia stopy podczas stania na kończynie dolnej lewej z zamkniętymi oczami w grupach badanej i kontrolnej

Zmienna	Grupa badana			Grupa kontrolna			P
	N	średnia	SD	N	średnia	SD	
Pole elipsy COP [mm ²]	62	5671	11510	34	2568,3	945,8	<0,01
Długość ścieżki COP [mm]	62	2456,8	825,1	34	2282,9	593,9	0,28
Prędkość przemieszczania COP [mm/sek]	62	87,02	29,30	34	83,91	22,89	0,59
Obciążenie przodostopia L krawędź [%]	62	56,11	14,98	34	53,12	13,62	0,34
Obciążenie tyłostopia L krawędź [%]	62	43,89	14,98	34	46,88	13,62	0,34
Obciążenie przodostopia P krawędź [%]	62	40,18	19,31	34	51,5	21,29	<0,01
Obciążenie tyłostopia P krawędź [%]	62	48,53	21,65	34	48,5	21,29	0,99
Obciążenie całkowite L krawędź [%]	62	57,32	20,34	34	62,85	14,13	0,16
Obciążenie całkowite P krawędź [%]	62	42,68	20,34	34	37,15	14,13	0,16

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, $p < 0,05$ wartość istotna statystycznie, test t Studenta dla grup niezależnych

Grupa ofensywna/defensywna/kontrolna

Oczy otwarte

Wykazano znamienne różnice między grupą ofensywną i kontrolną dla pola elipsy COP ($p < 0,01$) podczas stania na KDL z otwartymi oczami. Wyniki COP, tj. średnia długość ścieżki

i średnia prędkość przemieszczania były większe w grupie ofensywnej niż w defensywnej, a najmniejsze w grupie kontrolnej (Tab. 32.).

Średnie obciążenie KDL – strony lewej i prawej przodostopia oraz całkowite obciążenie lewej krawędzi stopy było większe w grupie defensywnej w porównaniu do ofensywnej. Średnie obciążenie KDL, strony lewej i prawej tyłostopia oraz obciążenie całkowite krawędzi prawej stopy było większe w grupie ofensywnej niż w defensywnej (Tab. 32.).

W grupie kontrolnej średnie obciążenie KDL było największe dla strony lewej przodostopia oraz całkowitego obciążenia lewej krawędzi stopy, a najmniejsze dla strony lewej tyłostopia oraz całkowitego obciążenia prawej krawędzi stopy, w stosunku do grupy ofensywnej i defensywnej (Tab. 32.).

Tabela 32. Wartości COP i obciążenia stopy podczas stania na kończynie dolnej lewej z otwartymi oczami w badanych grupach

Zmienna	Grupa ofensywna			Grupa defensywna			Grupa kontrolna			p1	p2	p3
	N	średnia	SD	N	średnia	SD	N	średnia	SD			
Pole elipsy COP [mm ²]	41	1055,8	907,4	29	853	357,4	35	703,6	290,1	0,29	<0,01	0,08
Długość ścieżki COP [mm]	41	1311,9	928	29	1158,9	332	35	997,4	209,2	0,72	0,07	0,06
Prędkość przemieszczania COP [mm/sek]	41	41,68	19,91	29	40,55	11,53	35	35,91	8,91	0,57	0,23	0,09
Obciążenie przodostopia L krawędź [%]	41	55,12	12,9811	29	55,55	13,17	35	58,54	15,93	0,89	0,31	0,42
Obciążenie tyłostopia L krawędź [%]	41	44,68	13,12	29	44,45	13,17	35	41,46	15,93	0,94	0,34	0,42
Obciążenie przodostopia P krawędź [%]	41	36,19	14,35	29	41,14	17,48	35	41,14	17	0,19	0,17	0,99
Obciążenie tyłostopia P krawędź [%]	41	61,37	16,39	29	55,41	18,88	35	58,86	17	0,16	0,52	0,45
Obciążenie całkowite L krawędź [%]	41	56,39	11,86	29	58,62	13,66	35	59,11	16,18	0,47	0,4	0,89
Obciążenie całkowite P krawędź [%]	41	43,61	11,86	29	41,38	13,66	35	40,89	16,18	0,47	0,4	0,89

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, $p < 0,05$ wartość istotna statystycznie, test t Studenta dla grup niezależnych, p1 – grupa ofensywna vs. grupa defensywna, p2 – grupa ofensywna vs. grupa kontrolna, p3 – grupa defensywna vs. grupa kontrolna

Oczy zamknięte

Wykazano znamienne różnice między grupą defensywną i kontrolną dla pola elipsy COP ($p < 0,01$) podczas stania na KDL z zamkniętymi oczami (Tab. 33.).

Średnie pole elipsy COP było największe w grupie ofensywnej, w porównaniu do grupy defensywnej, a następnie kontrolnej. Wyniki COP, tj. średnia długość ścieżki i średnia prędkość przemieszczania były większe w grupie defensywnej niż w ofensywnej, a najmniejsze w grupie kontrolnej (Tab. 33.).

Różnice w wartościach były znamienne między grupą ofensywną, a kontrolną dla: obciążenia KDL, prawej strony przodostopia ($p=0,02$), całkowitego obciążenia krawędzi lewej ($p=0,01$) i prawej ($p=0,01$) oraz między grupą defensywną, a kontrolną dla obciążenia prawej strony przodostopia KDL ($p=0,03$) (Tab. 33.).

Podczas stania z zamkniętymi oczami, średnie obciążenie KDL, strony lewej i prawej przodostopia, strony prawej tyłostopia oraz całkowite obciążenie prawej krawędzi stopy było większe w grupie ofensywnej, w porównaniu do defensywnej. Z kolei średnie obciążenie KDL strony lewej tyłostopia oraz obciążenie całkowite krawędzi lewej stopy było większe w grupie defensywnej niż w ofensywnej (Tab. 33.).

Tabela 33. Wartości COP i obciążenia stopy podczas stania na kończynie dolnej lewej z zamkniętymi oczami w badanych grupach

Zmienna	Grupa ofensywna			Grupa defensywna			Grupa kontrolna			p1	p2	p3
	N	średnia	SD	N	średnia	SD	N	średnia	SD			
Pole elipsy COP [mm ²]	35	7003,2	15147,1	27	3943,9	2299,8	34	2568,3	945,8	0,3	0,09	<0,01
Długość ścieżki COP [mm]	35	2450,2	860,1	27	2465,4	793,5	34	2282,9	593,9	0,94	0,35	0,31
Prędkość przemieszczania COP [mm/sek]	35	85,89	30,12	27	88,48	28,71	34	83,91	22,89	0,73	0,76	0,49
Obciążenie przodostopia L krawędź [%]	35	57,4	13,70	27	54,44	16,61	34	53,12	13,62	0,45	0,19	0,73
Obciążenie tyłostopia L krawędź [%]	35	42,6	13,70	27	45,56	16,61	34	46,88	13,62	0,45	0,19	0,73
Obciążenie przodostopia P krawędź [%]	35	41,09	15,60	27	39	23,55	34	51,5	21,29	0,66	0,02	0,03
Obciążenie tyłostopia P krawędź [%]	35	53,2	17,73	27	42,48	24,93	34	48,5	21,29	0,05	0,32	0,31
Obciążenie całkowite L krawędź [%]	35	53,2	16,49	27	62,67	23,72	34	62,85	14,13	0,07	0,01	0,97
Obciążenie całkowite P krawędź [%]	35	46,8	16,49	27	37,33	23,72	34	37,15	14,13	0,07	0,01	0,97

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, $p < 0,05$ wartość istotna statystycznie, test t Studenta dla grup niezależnych, p1 – grupa ofensywna vs. grupa defensywna, p2 – grupa ofensywna vs. grupa kontrolna, p3 – grupa defensywna vs. grupa kontrolna

W grupie kontrolnej, średnie obciążenie KDL było największe dla: strony lewej tyłostopia, strony prawej przodostopia oraz całkowitego obciążenia lewej krawędzi stopy, a najmniejsze dla strony lewej przodostopia oraz całkowitego obciążenia prawej krawędzi stopy, w stosunku do grupy ofensywnej i defensywnej (Tab. 33.).

4.6.3. Test stania jednonóż na KDP z otwartymi i zamkniętymi oczami

Grupa badana/kontrolna

Oczy otwarte

Wykazano znamienne różnice między grupą badaną i kontrolną dla: pola elipsy COP ($p < 0,01$) długości ścieżki COP ($p = 0,03$) oraz prędkości przemieszczania COP ($p = 0,04$) podczas stania na KDP z otwartymi oczami. Średnia wartość pola elipsy COP wyniosła 841 mm^2 w grupie badanej i była większa o 150 mm^2 niż w grupie kontrolnej (średnia = $690,9 \text{ mm}^2$). W grupie badanej średnia długość ścieżki COP była dłuższa o $138,4 \text{ mm}$, a średnia prędkość przemieszczania COP była większa o $4,65 \text{ mm/s}$, w porównaniu do grupy kontrolnej (Tab. 34.).

Różnice znamienne dotyczyły także obciążenia prawej strony przodostopia ($p = 0,04$) i tyłostopia ($p = 0,04$) KDP, między grupą badaną i kontrolną (Tab. 34.).

Średnie obciążenie KDP strony prawej tyłostopia oraz całkowite obciążenie prawej krawędzi stopy było większe w grupie badanej, niż w grupie kontrolnej. Średnie obciążenie: KDP strony lewej i prawej przodostopia, strony lewej tyłostopia oraz całkowite obciążenie krawędzi lewej stopy było większe w grupie kontrolnej, niż w grupie badanej (Tab. 34.).

Tabela 34. Wartości COP i obciążenia stopy podczas stania na kończynie dolnej prawej z otwartymi oczami w grupach badanej i kontrolnej

Zmienna	Grupa badana			Grupa kontrolna			p
	N	średnia	SD	N	średnia	SD	
Pole elipsy COP [mm^2]	70	841	310	35	690,9	174,6	0,01
Długość ścieżki COP [mm]	70	1129,2	322	35	990,8	272,9	0,03
Prędkość przemieszczania COP [mm/sek]	70	39,54	11,29	35	34,89	9,85	0,04
Obciążenie przodostopia L krawędź [%]	70	36,229	12,209	35	38,69	9,94	0,3
Obciążenie tyłostopia L krawędź [%]	70	60,914	14,853	35	61,31	9,94	0,89
Obciążenie przodostopia P krawędź [%]	70	64,886	15,661	35	71,57	14,49	0,04
Obciążenie tyłostopia P krawędź [%]	70	35,114	15,661	35	28,43	14,49	0,04
Obciążenie całkowite L krawędź [%]	70	60,786	13,508	35	63,46	11,68	0,32
Obciążenie całkowite P krawędź [%]	70	39,229	13,495	35	36,54	11,68	0,32

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, $p < 0,05$ wartość istotna statystycznie, test t Studenta dla grup niezależnych

Oczy zamknięte

Testu stania jednoonóż na KDP z oczami zamkniętymi nie było w stanie wykonać 9 osób z grupy badanej (6 z ofensywy i 3 z defensywy) oraz 1 osoba z grupy kontrolnej.

Wykazano znamienne różnice między grupą badaną i kontrolną dla: pola elipsy COP ($p=0,02$) oraz obciążenia lewej strony przodostopia ($p<0,01$) KDP podczas stania z zamkniętymi oczami (Tab. 35.).

Podczas stania jednoonóż na KDP z zamkniętymi oczami, średnia wartość pola elipsy COP w grupie badanej była większa o 3211,8mm², niż w grupie kontrolnej. W grupie badanej, średnia długość ścieżki COP była krótsza o 185,7mm, a średnia prędkość przemieszczania COP była większa o 11,25mm/s, w porównaniu do grupy kontrolnej (Tab. 35.).

Średnie obciążenie KDP strony lewej i prawej tyłostopia oraz całkowite obciążenie prawej krawędzi stopy było większe w grupie badanej, niż w grupie kontrolnej. Średnie obciążenie KDP strony lewej i prawej przodostopia oraz całkowite obciążenie krawędzi lewej stopy było większe w grupie kontrolnej, niż w grupie badanej (Tab. 35.).

Tabela 35. Wartości COP i obciążenia stopy podczas stania na kończynie dolnej prawej z zamkniętymi oczami w grupach badanej i kontrolnej

Zmienna	Grupa badana			Grupa kontrolna			P
	N	średnia	SD	N	średnia	SD	
Pole elipsy COP [mm ²]	61	6025,7	7979,1	34	2813,9	1300,1	0,02
Długość ścieżki COP [mm]	61	2535,6	1456,7	34	2721,2	3771,4	0,73
Prędkość przemieszczania COP [mm/sek]	61	90,07	50,67	34	78,82	22,39	0,22
Obciążenie przodostopia L krawędź [%]	61	36,69	16,46	34	46,15	10,66	<0,01
Obciążenie tyłostopia L krawędź [%]	61	55,12	20,6	34	53,85	10,66	0,74
Obciążenie przodostopia P krawędź [%]	61	62,72	15,96	34	64,82	13,1	0,51
Obciążenie tyłostopia P krawędź [%]	61	37,28	15,96	34	35,18	13,1	0,51
Obciążenie całkowite L krawędź [%]	61	59,29	24	34	60,82	12,19	0,73
Obciążenie całkowite P krawędź [%]	61	40,87	23,99	34	39,18	12,19	0,7

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, $p < 0,05$ wartość istotna statystycznie, test t Studenta dla grup niezależnych

Grupa ofensywna/defensywna/kontrolna

Oczy otwarte

Wykazano znamienne różnice między grupą ofensywną i kontrolną dla pola elipsy COP ($p=0,03$) oraz między grupą defensywną i kontrolną dla: pola elipsy COP ($p<0,01$), długości ścieżki COP ($p=0,02$) i prędkości przemieszczania COP ($p=0,03$), podczas stania na KDP

z otwartymi oczami. Wartości COP były większe w grupie defensywnej niż w ofensywnej, a najmniejsze w grupie kontrolnej (Tab. 36.).

Znamienne różnice uzyskano między grupą ofensywną i defensywną dla obciążenia lewej strony przodostopia ($p=0,02$) KDP oraz między grupą ofensywną i kontrolną dla: obciążenia lewej ($p=0,04$) i prawej ($p=0,01$) strony przodostopia oraz prawej strony tyłostopia ($p=0,01$) KDP (Tab. 36.).

Średnie obciążenie KDP strony lewej i prawej przodostopia oraz całkowite obciążenie lewej krawędzi stopy było większe w grupie defensywnej, w porównaniu do ofensywnej (Tab. 36.)

Średnie obciążenie KDP strony lewej i prawej tyłostopia oraz obciążenie całkowite krawędzi prawej stopy było większe w grupie ofensywnej niż w defensywnej (Tab. 36.).

Tabela 36. Wartości COP i obciążenia stopy podczas stania na kończynie dolnej prawej z otwartymi oczami w badanych grupach

Zmienna	Grupa ofensywna			Grupa defensywna			Grupa kontrolna			p1	p2	p3
	N	średnia	SD	N	średnia	SD	N	średnia	SD			
Pole elipsy COP [mm ²]	41	808,3	258,8	29	887,3	370,7	35	690,9	174,6	0,29	0,03	<0,01
Długość ścieżki COP [mm]	41	1099	316,2	29	1172	330,9	35	990,8	272,9	0,36	0,12	0,02
Prędkość przemieszczania COP [mm/sek]	41	38,488	11,08	29	41,03	11,61	35	34,89	9,85	0,36	0,14	0,03
Obciążenie przodostopia L krawędź [%]	41	33,390	12,00	29	40,24	11,53	35	38,69	9,94	0,02	0,04	0,56
Obciążenie tyłostopia L krawędź [%]	41	61,732	16,91	29	59,76	11,53	35	61,31	9,94	0,59	0,89	0,56
Obciążenie przodostopia P krawędź [%]	41	62,951	15,30	29	67,62	16,02	35	71,57	14,49	0,22	0,01	0,3
Obciążenie tyłostopia P krawędź [%]	41	37,049	15,30	29	32,38	16,02	35	28,43	14,49	0,22	0,01	0,3
Obciążenie całkowite L krawędź [%]	41	59,244	15,78	29	62,97	9,24	35	63,46	11,68	0,26	0,19	0,85
Obciążenie całkowite P krawędź [%]	41	40,780	15,76	29	37,03	9,24	35	36,54	11,68	0,26	0,19	0,85

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, $p < 0,05$ wartość istotna statystycznie, test t Studenta dla grup niezależnych, p1 – grupa ofensywna vs. grupa defensywnej, p2 – grupa ofensywna vs. grupa kontrolna, p3 – grupa defensywnej vs. grupa kontrolna

W grupie kontrolnej, średnie obciążenie KDP było największe dla strony prawej przodostopia oraz całkowitego obciążenia lewej krawędzi stopy, a najmniejsze dla strony prawej tyłostopia oraz całkowitego obciążenia prawej krawędzi stopy, w stosunku do grupy ofensywnej i defensywnej (Tab. 36.).

Oczy zamknięte

Wykazano znamienne różnice między grupą defensywną i kontrolną dla pola elipsy COP ($p < 0,01$) podczas stania na KDP (podobnie jak na KDL) z zamkniętymi oczami (Tab. 37.).

Średnie pole elipsy COP i średnia prędkość przemieszczania COP były największe w grupie ofensywnej, w porównaniu do grupy defensywnej, a następnie kontrolnej. Średnia długość ścieżki COP była krótsza w grupie defensywnej niż w ofensywnej, a najdłuższa w grupie kontrolnej (Tab. 37.).

Różnice w wartościach były także istotne statystycznie między grupą ofensywną, a defensywną ($p = 0,01$) oraz ofensywną a kontrolną ($p < 0,01$) dla obciążenia lewej strony przodostopia KDP (Tab. 37.).

Podczas stania z zamkniętymi oczami, średnie obciążenie KDP strony prawej tyłostopia oraz całkowite obciążenie prawej krawędzi stopy było większe w grupie ofensywnej, w porównaniu do defensywnej. Z kolei średnie obciążenie KDP: strony prawej i lewej przodostopia, strony lewej tyłostopia oraz obciążenie całkowite krawędzi lewej stopy było większe w grupie defensywnej, niż w ofensywnej (Tab. 37.).

Tabela 37. Wartości COP i obciążenia stopy podczas stania na kończynie dolnej prawej z zamkniętymi oczami w badanych grupach

Zmienna	Grupa ofensywna			Grupa defensywna			Grupa kontrolna			p1	p2	p3
	N	średnia	SD	N	średnia	SD	N	średnia	SD			
Pole elipsy COP [mm ²]	35	6697,2	10036,9	26	5121,7	3782,9	34	2813,9	1300,1	0,45	0,03	<0,01
Długość ścieżki COP [mm]	35	2708	1804	26	2303,3	754,2	34	2721	3771,4	0,29	0,99	0,58
Prędkość przemieszczania COP [mm/sek]	35	96,17	62,98	26	81,85	25,38	34	78,82	22,39	0,28	0,13	0,63
Obciążenie przodostopia L krawędź [%]	35	31,857	16,94	26	43,19	13,54	34	46,15	10,66	0,01	<0,01	0,35
Obciążenie tyłostopia L krawędź [%]	35	53,86	24,71	26	56,81	13,54	34	53,85	10,66	0,58	0,99	0,35
Obciążenie przodostopia P krawędź [%]	35	61,74	17,14	26	64,04	14,46	34	64,82	13,1	0,58	0,41	0,83
Obciążenie tyłostopia P krawędź [%]	35	38,26	17,14	26	35,96	14,46	34	35,18	13,1	0,58	0,41	0,83
Obciążenie całkowite L krawędź [%]	35	56,74	29,42	26	62,73	13,57	34	60,82	12,19	0,34	0,46	0,57
Obciążenie całkowite P krawędź [%]	35	43,26	29,42	26	37,65	13,65	34	39,18	12,19	0,37	0,46	0,65

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, $p < 0,05$ wartość istotna statystycznie, test t Studenta dla grup niezależnych, p1 – grupa ofensywna vs. grupa defensywna, p2 – grupa ofensywna vs. grupa kontrolna, p3 – grupa defensywna vs. grupa kontrolna

W grupie kontrolnej, średnie obciążenie KDP było największe dla strony lewej i prawej przodostopia, a najmniejsze dla strony prawej tyłostopia, w stosunku do grupy ofensywnej i defensywnej (Tab. 37.).

4.6.3.1. Porównanie całkowitego obciążenia prawej i lewej kończyny dolnej podczas stania jednonóż

Średnie całkowite obciążenie KDP i KDL podczas stania jednonóż z oczami otwartymi i zamkniętymi w badanych grupach przedstawia poniższa Tabela 38.

Nie wykazano istotnych statystycznie różnic w obciążeniu między KDP i KDL w obrębie jednej badanej grupy ($p > 0,05$) (Tab. 38.).

Tabela 38. Porównanie całkowitego obciążenia kończyn dolnych podczas stania obunóż w badanych grupach

Zmienna	Grupa	KDP			KDL			p
		N	średnia	SD	N	średnia	SD	
Obciążenie całkowite L krawędź oczy otwarte [%]	grupa badana	70	60,79	13,51	70	57,31	12,59	0,15
	grupa kontrolna	35	63,46	11,68	35	59,11	16,18	0,29
	grupa ofensywna	41	59,24	15,78	41	56,39	11,86	0,41
	grupa defensywna	29	62,96	9,24	29	58,62	13,66	0,18
Obciążenie całkowite L krawędź oczy zamknięte [%]	grupa badana	60	59,5	19,9	60	56,55	19,9	0,52
	grupa kontrolna	34	60,82	12,19	34	62,85	14,13	0,59
	grupa ofensywna	35	56,74	29,41	35	53,2	16,49	0,59
	grupa defensywna	25	63,36	13,46	25	61,24	23,43	0,75
Obciążenie całkowite P krawędź oczy otwarte [%]	grupa badana	70	39,23	13,48	70	42,69	12,59	0,15
	grupa kontrolna	35	36,54	11,68	35	40,89	16,18	0,29
	grupa ofensywna	41	40,78	15,76	41	43,61	11,86	0,42
	grupa defensywna	29	37,04	9,24	29	41,38	13,66	0,18
Obciążenie całkowite P krawędź oczy zamknięte [%]	grupa badana	60	40,67	24,14	60	43,45	19,9	0,55
	grupa kontrolna	34	39,18	12,19	34	37,15	14,13	0,59
	grupa ofensywna	35	43,26	29,41	35	46,8	16,49	0,59
	grupa defensywna	25	37,04	13,56	25	38,76	23,43	0,79

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, $p < 0,05$ wartość istotna statystycznie, test t Studenta dla grup zależnych

4.6.3.2. Porównanie całkowitego obciążenia kończyn dolnych podczas stania jednonóż z otwartymi i zamkniętymi oczami

Nie wykazano znamienych różnic w wartościach obciążenia kończyn dolnych (strony prawej/lewej stopy) między próbą z otwartymi i zamkniętymi oczami, w obrębie jednej badanej grupy (Tab. 39.).

Tabela 39. Porównanie całkowitego obciążenia kończyn dolnych podczas stania obunóż w próbie z otwartymi i zamkniętymi oczami w badanych grupach

Zmienna	Grupa	Oczy otwarte			Oczy zamknięte			p
		N	średnia	SD	N	średnia	SD	
Obciążenie całkowite KDP krawędź L [%]	grupa badana	61	59,85	13,93	61	59,29	23,99	0,88
	grupa kontrolna	34	63,44	11,86	34	60,82	12,19	0,32
	grupa ofensywna	35	57,71	16,54	35	56,74	29,42	0,87
	grupa defensywna	26	62,73	8,89	26	62,73	13,57	1
Obciążenie całkowite KDP krawędź P [%]	grupa badana	61	40,16	13,92	61	40,87	23,99	0,85
	grupa kontrolna	34	36,56	11,86	34	39,18	12,19	0,32
	grupa ofensywna	35	42,31	16,51	35	43,26	29,42	0,87
	grupa defensywna	26	37,27	8,89	26	37,65	13,65	0,9
Obciążenie całkowite KDL krawędź L [%]	grupa badana	62	56,69	11,71	62	57,32	20,34	0,81
	grupa kontrolna	34	59,79	15,9	34	62,85	14,13	0,29
	grupa ofensywna	35	55,17	9,48	35	53,2	16,49	0,48
	grupa defensywna	27	58,67	14,04	27	62,67	23,71	0,41
Obciążenie całkowite KDL krawędź P [%]	grupa badana	62	43,3	11,71	62	42,68	2034	0,81
	grupa kontrolna	34	40,21	15,9	34	37,15	14,13	0,29
	grupa ofensywna	35	44,83	9,48	35	46,8	16,49	0,47
	grupa defensywna	27	41,33	14,04	27	37,33	23,71	0,41

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, p < 0,05 wartość istotna statystycznie, test t Studenta dla grup zależnych

4.7. Analiza parametrów obciążeń stóp podczas chodu na platformie dynamometrycznej (Zebris FDM-S)

4.7.1. Analiza długości ścieżki COP i czasu kontaktu stopy z podłożem

Grupa badana/kontrolna

Przeprowadzona analiza długości ścieżki COP (długość linii ruchu COP w trakcie podparcia jednej kończyny dolnej podczas chodu [246]) wykazała znamienne różnice w grupie kontrolnej, między prawą i lewą kończyną dolną ($p=0,02$). Istotne różnice zaobserwowano również dla kończyny dolnej prawej ($p=0,01$) i lewej ($p=0,03$), między grupą badaną i kontrolną w wartościach czasu kontaktu stopy z podłożem (Tab. 40.).

Wyniki długości ścieżki COP w grupie badanej były podobne dla KDP i KDL podczas chodu, natomiast w grupie kontrolnej, średnia długość ścieżki COP była większa podczas podparcia na KDP. Wartość długości ścieżki COP dla KDP była większa w grupie kontrolnej niż w badanej oraz dla KDL, w grupie badanej, w porównaniu do kontrolnej (Tab. 40.).

Czas styku stopy z podłożem był krótszy w grupie badanej, zarówno dla KDP, jak i KDL, porównując do grupy kontrolnej. Wyniki wartości czasu kontaktu stopy z podłożem, pomiędzy KDP i KDL były podobne w obrębie badanych grup (Tab. 40.).

Tabela 40. Porównanie wyników długości ścieżki COP i czasu kontaktu stopy z podłożem w grupach badanej i kontrolnej

Zmienna	Kończyna	Grupa badana			Kontrolna			p1
		N	Me	IQR	N	średnia	SD	
Długość ścieżki COP [mm]	KDP	70	263,95	20,8	35	264,05	10,84	0,3*
	KDL	70	265,05	20,8	35	260,68	11,88	0,06*
	p2	0,39*			0,02*			
Czas kontaktu stopy [sek.]	Kończyna	N	średnia	SD	N	średnia	SD	p1
	KDP	70	0,84	0,09	35	0,89	0,1	0,01**
	KDL	70	0,85	0,09	35	0,89	0,1	0,03**
	p2	0,29**			0,29**			

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, Me- mediana, IQR – rozstęp międzykwartylowy, KDP/ KDL – kończyna dolna prawa/ lewa, $p < 0,05$ wartość istotna statystycznie, p1 – test U Manna-Whitneya */ test t Studenta dla grup niezależnych**, p2 – test kolejności park Wilcoxona */ test t Studenta dla grup zależnych **

Grupa ofensywna/defensywna/kontrolna

Analiza długości ścieżki COP i czasu kontaktu stopy z podłożem nie wykazała istotnych statystycznie różnic między badanymi grupami. Stwierdzono istotną różnicę długości ścieżki COP między KDP i KDL ($p=0,02$) w grupie kontrolnej (Tab. 41.).

Najdłuższą ścieżkę COP, podczas cyklu chodu, dla KDP i KDL wykazano w grupie defensywnej, kolejno w: ofensywnej, kontrolnej. Porównując długość ścieżki COP między KDP i KDL, dłuższą wykazano dla KDP, w każdej z badanych grup (Tab. 41.).

Średni czas podparcia podczas chodu dla KDP był większy w grupie kontrolnej niż w defensywnej i ofensywnej, a dla KDL, w ofensywnej niż w kontrolnej i defensywnej. Nie wykazano istotnych różnic w wartościach czasu kontaktu stopy z podłożem między KDP i KDL, w badanych grupach (Tab. 41.).

Tabela 41. Porównanie wyników długości ścieżki COP i czasu kontaktu stopy z podłożem w badanych grupach

Zmienna	Kończyna	Grupa ofensywna			Defensywna			Kontrolna			p1	p2	p3
		N	Me	IQR	N	Me	IQR	N	średnia	SD			
Długość ścieżki COP [mm]	KDP	41	266,7	17,8	29	267	22,2	35	264,05	10,84	0,61*	0,25*	0,58*
	KDL	41	264,4	27,2	29	266,5	17,7	35	260,68	11,88	0,91*	0,15*	0,06*
	p4	0,17*			0,88*			0,02*					
Czas kontaktu stopy [sek.]	Kończyna	N	średnia	SD	N	średnia	SD	N	średnia	SD	p1	p2	p3
	KDP	41	0,8	0,09	29	0,83	0,09	35	0,89	0,1	0,59**	0,79**	0,66**
	KDL	41	0,9	0,09	29	0,84	0,09	35	0,89	0,1	0,65**	0,74**	0,27**
	p4	0,4**			0,53**			0,29**					

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, Me- mediana, IQR – rozstęp międzykwartyłowy, KDP/ KDL – kończyna dolna prawa/ lewa, p < 0,05 wartość istotna statystycznie, p1-p3 – test U Manna-Whitneya */ test t Studenta dla grup niezależnych**, p1 – grupa ofensywna vs. grupa defensywnej, p2 – grupa ofensywna vs. grupa kontrolna, p3 – grupa defensywnej vs. grupa kontrolna, p4 – KDP vs. KDL – test kolejności par Wilcoxon */ test t Studenta dla grup zależnych **

4.7.2. Analiza wartości czasu przetaczania stopy z pięty na przodostopie (sec, %)

Grupa badana/kontrolna

Wykazano znamienne różnice dla obu (czasowych i procentowych) wartości czasu przetaczania stopy z pięty na przodostopie, pomiędzy kończyną dolną lewą i prawą, w grupie kontrolnej i badanej oraz dla kończyny dolnej lewej, między grupami: badaną i kontrolną (Tab. 42.).

Czas przetaczania stopy, od pięty do przodostopia był dłuższy dla KDL niż KDP w grupach: badanej i kontrolnej. Uzyskane wyniki wskazują na krótszy czas przetaczania stopy w grupie badanej, w porównaniu do grupy kontrolnej (Tab. 42.).

Tabela 42. Porównanie wyników czasu przetaczania stopy w grupach badanej i kontrolnej

Czas przetaczania stopy	Kończyna	Grupa badana			Kontrolna			p1
		N	średnia	SD	N	średnia	SD	
Pięta - przodostopie [sek.]	KDP	70	0,29	0,1	35	0,31	0,08	0,31**
	KDL	70	0,32	0,09	35	0,36	0,07	0,03**
	p2	0,01**			<0,01**			
Pięta – przodostopie [%]	Kończyna	N	średnia	SD	N	Me	IQR	p1
	KDP	70	33,27	11,68	35	36,3	6,6	0,74*
	KDL	70	36,23	8,13	35	41,4	9,1	<0,01*
	p2	0,03**			<0,01*			

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, Me- mediana, IQR – rozstęp międzykwartylowy, KDP/ KDL – kończyna dolna prawa/ lewa, p < 0,05 wartość istotna statystycznie, p1 – test U Manna-Whitneya */ test t Studenta dla grup niezależnych**, p2 – test kolejności par Wilcoxona */ test t Studenta dla grup zależnych **

Grupa ofensywna/defensywna/kontrolna

Wykazano znamienne różnice w czasie przetaczania stopy [sek] dla KDL między grupą ofensywną, a kontrolną (p<0,01) oraz między KDL vs KDP w grupie kontrolnej (p<0,01) (Tab. 43.).

Istotne różnice w czasie przetaczania stopy [%] wykazano dla KDL między grupą ofensywną, a kontrolną (p<0,01) oraz defensywną, a kontrolną (p=0,01), a także między KDL vs KDP w grupie kontrolnej (p<0,01) (Tab. 43.).

Tabela 43. Porównanie wyników czasu przetaczania stopy w badanych grupach

Czas przetaczania stopy	KD	Grupa ofensywna			Defensywna			Kontrolna			p1	p2	p3
		N	średnia	SD	N	średnia	SD	N	średnia	SD			
Pięta - przodostopie [sek.]	P	41	0,3	0,11	29	0,29	0,09	35	0,31	0,08	0,94**	0,39**	0,31**
	L	41	0,3	0,06	29	0,33	0,12	35	0,36	0,07	0,56**	<0,01**	0,19**
	p4	0,1**			0,07**			<0,01**					
Pięta – przodostopie [%]	KD	N	średnia	SD	N	średnia	SD	N	Me	IQR	p1	p2	p3
	P	41	33,1	12,82	29	33,47	10,06	35	36,3	6,6	0,91**	0,92*	0,61*
	L	41	36	8,88	29	36,48	7,1	35	41,4	9,1	0,83**	<0,01*	0,01*
	p4	0,15**			0,1**			<0,01*					

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, Me- mediana, IQR – rozstęp międzykwartylowy, KD – kończyna dolna, P /L - prawa/ lewa, p < 0,05 wartość istotna statystycznie, p1-p3 – test U Manna-Whitneya */ test t Studenta dla grup niezależnych**, p1 – grupa ofensywna vs. grupa defensywna, p2 – grupa ofensywna vs. grupa kontrolna, p3 – grupa defensywna vs. grupa kontrolna, p4 – KDP vs. KDL – test kolejności par Wilcoxona */ test t Studenta dla grup zależnych **

4.7.3. Analiza średnich wartości: maksymalnej siły, maksymalnego nacisku, czasu maksymalnej siły podczas chodu dla 3 obszarów stóp (przodostopia, śródstopia, tylostopia)

Grupa badana/kontrolna

Stwierdzono znamienne różnice pomiędzy grupą badaną, a kontrolną we wszystkich wartościach zmiennych maksymalnej siły [N]: przodostopia, śródstopia, tylostopia dla KDP i KDL podczas chodu. Maksymalna siła działająca we wszystkich obszarach stóp: prawej i lewej, była znacznie większa w grupie badanej niż w kontrolnej (Tab. 44.).

W wartościach maksymalnego nacisku [N/cm²], różnicę istotną statystycznie wykazano w: obciążeniu przodostopia KDP ($p=0,01$) i KDL ($p<0,01$), śródstopia KDL ($p=0,03$) dla badanych grup. Nacisk w obszarze przodostopia i śródstopia, zarówno prawego, jak i lewego był większy, a w obszarze obu pięt był mniejszy w grupie badanej niż w kontrolnej (Tab. 44.).

Tabela 44. Porównanie maksymalnej siły i nacisku stóp oraz czasu maksymalnej siły u badanych podczas chodu

Zmienna		Kończyna	Grupa badana			Kontrolna			p
			N	średnia	SD	N	średnia	SD	
Maksymalna siła [N]	PRZODOSTOPIE	KDP	70	850,75	187,91	35	737,19	115,26	<0,01**
		KDL	70	849,29	183,16	35	742,19	122,35	<0,01**
	ŚRÓDSTOPIE	KDP	70	215,19	106,43	35	152,14	79,85	<0,01**
		KDL	70	200,74	95,77	35	149,89	78,26	<0,01**
	PIĘTA	KDP	70	589,23	140,02	35	507,26	78,65	<0,01**
		KDL	70	602,42	138,76	35	522,69	86,56	<0,01**
Maksymalny nacisk [N/cm ²]	PRZODOSTOPIE	KDP	70	47,15	12,83	35	41,23	5,7	0,01**
		KDL	70	47,49	13,17	35	40,6	8,92	<0,01**
	ŚRODSTOPIE	Kończyna	N	Me	IQR	N	średnia	SD	p
		KDP	70	18,7	9,5	35	16,38	7,6	0,06*
		KDL	70	15,5	7,8	35	15,45	8,17	0,03*
	PIĘTA	Kończyna	N	średnia	SD	N	średnia	SD	p
		KDP	70	32,1	9,28	35	34,17	8,27	0,27**
		KDL	70	32,97	8,84	35	34,31	8,04	0,45**
Czas maksymalnej siły	PRZODOSTOPIE	KDP	70	75,33	2,58	35	75,38	2,15	0,93**
		KDL	70	74,76	8,49	35	75,79	1,96	0,48**
	ŚRODSTOPIE	KDP	70	43,81	8,23	35	44,65	6,27	0,59**
		KDL	70	44,85	8,84	35	49,48	10,04	0,02**
	PIĘTA	KDP	70	20,46	3,39	35	20,73	2,22	0,67**
		KDL	70	20,66	3,34	35	21,64	2,02	0,11**

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, Me- mediana, IQR – rozstęp międzykwartyłowy, KDP/ KDL – kończyna dolna prawa/ lewa, $p < 0,05$ wartość istotna statystycznie, p – test U Manna-Whitneya */ test t Studenta dla grup niezależnych**,

Zaobserwowano, że dla śródstopia, w KDL średni czas działania maksymalnej siły w cyklu chodu (kiedy jest maksymalna wartość siły dla 3 obszarów podparcia stopy) (*time*

maximum force, % of stance time) był istotnie różny między grupą badaną, a kontrolną ($p=0,02$) (Tab. 44.).

Grupa ofensywna/defensywna/kontrolna

Wartości maksymalnej siły [N] były znamienne różne między grupą ofensywną i kontrolną oraz grupą defensywną i kontrolną, we wszystkich obszarach stopy prawej i lewej. Nie stwierdzono znamienych różnic między grupą ofensywną, a defensywną w wartościach maksymalnej siły [N] KDP i KDL (Tab. 45.).

Maksymalny nacisk [N/cm^2], w obszarze przodostopia prawego i lewego był istotnie statystycznie różny między grupą defensywną, a kontrolną ($p<0,01$). W obciążeniu śródstopia wykazano znamienne różnicę maksymalnego nacisku w KDP, między grupą ofensywną i defensywną ($p=0,04$) oraz defensywną i kontrolną ($p=0,02$), a także w KDL między grupą defensywną i kontrolną ($p=0,04$). W obszarze pięt nie stwierdzono znamienych różnic między badanymi grupami (Tab. 45.).

Tabela 45. Porównanie maksymalnej siły i nacisku stóp oraz czasu maksymalnej siły u badanych podczas chodu

Zmienna	Kończyna	Grupa ofensywna			Grupa defensywna			Kontrolna			p1	p2	p3	
		N	średnia	SD	N	średnia	SD	N	średnia	SD				
Maksymalna siła [N]	PRZODOSTOPIE	KDP	41	837,64	210,13	29	869,27	152,73	35	737,19	115,26	0,49**	0,01**	<0,01**
		KDL	41	834	203,74	29	870,76	150,16	35	742,19	122,35	0,41**	0,02**	<0,01**
	ŚRÓDSTOPIE	KDP	41	219,54	116,43	29	209,04	92,09	35	152,14	79,85	0,69**	<0,01**	0,01**
		KDL	41	201,19	97,39	29	200,1	95,14	35	149,89	78,26	0,96**	0,01**	0,02**
	PIĘTA	KDP	41	578,92	147,54	29	603,81	129,77	35	507,26	78,65	0,47**	0,01**	<0,01**
		KDL	41	586,7	154,34	29	624,65	117,69	35	522,69	86,56	0,26**	0,03**	<0,01**
Maksymalny nacisk [N/cm^2]	PRZODOSTOPIE	KDP	41	46,29	14,17	29	48,35	10,78	35	41,23	5,7	0,51**	0,05**	<0,01**
		KDL	41	45,62	13,45	29	50,12	12,52	35	40,6	8,92	0,16**	0,06**	<0,01**
	ŚRÓDSTOPIE	Kończyna	N	Me	IQR	N	średnia	SD	N	średnia	SD	p1	p2	p3
		KDP	41	16,8	7	29	21,04	8,53	35	16,38	7,6	0,04*	0,28*	0,02*
	KDL	Kończyna	N	Me	IQR	N	średnia	SD	N	średnia	SD	p1	p2	p3
		KDP	41	15,2	7,4	29	18,81	9,02	35	15,45	8,17	0,4*	0,08*	0,04*
	PIĘTA	Kończyna	N	średnia	SD	N	średnia	SD	N	średnia	SD	p1	p2	p3
		KDP	41	31,52	10,34	29	32,93	7,64	35	34,17	8,27	0,53**	0,23**	0,54**
		KDL	41	32,56	10,04	29	33,56	6,91	35	34,31	8,04	0,64**	0,41**	0,69**
		KDP	41	75,39	2,71	29	75,25	2,43	35	75,38	2,15	0,81**	0,98**	0,82**
Czas maksymalnej siły	PRZODOSTOPIE	KDL	41	75,78	2,77	29	73,32	12,78	35	75,79	1,96	0,24**	0,97**	0,26**
		KDP	41	44,12	8,34	29	43,36	8,19	35	44,65	6,27	0,71**	0,76**	0,48**
	ŚRÓDSTOPIE	KDL	41	44,88	8,59	29	44,81	9,33	35	49,48	10,04	0,98**	0,03**	0,06**
		KDP	41	20,52	3,27	29	20,37	3,64	35	20,73	2,22	0,85**	0,75**	0,63**
	PIĘTA	KDL	41	20,5	2,99	29	20,88	3,83	35	21,64	2,02	0,65**	0,06**	0,31**
		KDP	41	20,5	2,99	29	20,88	3,83	35	21,64	2,02	0,65**	0,06**	0,31**

N – liczba badanych, SD – odchylenie standardowe, Me- mediana, IQR – rozstęp międzykwartylowy, KDP/ KDL – kończyna dolna prawa/ lewa, $p < 0,05$ wartość istotna statystycznie, p1-p3 – test U Manna-Whitneya */ test t Studenta dla grup niezależnych**, p1 – grupa ofensywna vs. grupa defensywna, p2 – grupa ofensywna vs. grupa kontrolna, p3 – grupa defensywna vs. grupa kontrolna

Średni czas działania maksymalnej siły w czasie podparcia stopy był istotnie różny dla obszaru śródstopia KDL ($p=0,03$) między grupą ofensywną, a kontrolną (Tab. 45.).

4.8. Korelacje wieku i BMI ze zmiennymi platformy: maksymalną siłą i maksymalnym naciskiem podczas chodu

W grupie badanej określono korelację wieku i wskaźnika BMI z maksymalną siłą (oznaczenie F) i maksymalnym naciskiem (oznaczenie N) stóp podczas chodu (Tab. 46.).

Wraz z wiekiem wzrastała siła maksymalna w przodostopiu oraz w pięcie obu kończyn dolnych ($p<0,01$) w badanej grupie. Nacisk podeszwy lewej ($p=0,04$) i prawej ($p<0,01$) pięty także zwiększał się wraz z wiekiem (Tab. 46.).

W grupie kontrolnej wykazano ujemną korelację między wiekiem, a naciskiem maksymalnym pięty lewej ($p=0,04$) (Tab. 46.).

Tabela 46. Korelacje wieku z maksymalną siłą i maksymalnym naciskiem podczas chodu w grupach badanej i kontrolnej

GRUPA	Zmienna	N	r/rho	p
badana	Wiek & F KDL przodostopie	70	0,42	<0,01*
	Wiek & F KDP przodostopie	70	0,36	<0,01*
	Wiek & F KDL pięta	70	0,36	<0,01*
	Wiek & F KDP pięta	70	0,4	<0,01*
	Wiek & N KDL pięta	70	0,27	0,04*
	Wiek & N KDP pięta	70	0,39	<0,01*
Kontrolna	Wiek & N KDL pięta	34	-0,34	0,04*

N- liczba badanych, $p < 0,05$ wartość istotna statystycznie, r^* – współczynnik korelacji Pearsona, ρ^{**} - współczynnik korelacji Spearmana; F - maksymalna siła, N – maksymalny nacisk, KDP - kończyna dolna prawa, KDL – kończyna dolna lewa

W grupie badanej wykazano istotną zależność ($p<0,01$) BMI z działaniem maksymalnej siły w przodostopiu KDP, śródstopiu KDP i KDL, pięcie KDP i KDL. Podobnie BMI i maksymalna siła nacisku podeszwy wykazały dodatnią korelację dla przodostopia KDP i KDL ($p<0,01$), śródstopia KDP ($p=0,04$) oraz pięty KDP i KDL ($p<0,01$) (Tab. 47.).

Tabela 47. Korelacja BMI z maksymalną siłą i maksymalnym naciskiem podczas chodu u badanych

GRUPA	Zmienna	N	r/rho	p
badana	BMI & F KDP przodostopie	60	0,8	<0,01*
	BMI & F KDL śródstopie	60	0,49	<0,01*
	BMI & F KDP śródstopie	60	0,56	<0,01*
	BMI & F KDL pięta	60	0,75	<0,01*
	BMI & F KDP pięta	60	0,76	<0,01*
	BMI & N KDL przodostopie	60	0,44	<0,01*
	BMI & N KDP przodostopie	60	0,52	<0,01*
	BMI & N KDL pięta	60	0,47	<0,01*
	BMI & N KDP pięta	60	0,45	<0,01*
	BMI & N KDP śródstopie	70	0,24	0,04**
Kontrolna	BMI & F KDL przodostopie	35	0,74	<0,01**
	BMI & F KDP przodostopie	35	0,68	<0,01**
	BMI & F KDL śródstopie	35	0,46	<0,01**
	BMI & F KDP śródstopie	35	0,51	<0,01**
	BMI & F KDL pięta	35	0,64	<0,01**
	BMI & F KDP pięta	35	0,48	<0,01**
	BMI & N KDP przodostopie	35	0,42	0,01**
	BMI & N KDL śródstopie	35	0,56	<0,01**
	BMI & N KDP śródstopie	35	0,43	<0,01**

N- liczba badanych, $p < 0.05$ wartość istotna statystycznie, r^* – współczynnik korelacji Pearsona, ρ^{**} - współczynnik korelacji Spearmana; F - maksymalna siła, N – maksymalny nacisk, KDP - kończyna dolna prawa, KDL – kończyna dolna lewa

W grupie kontrolnej wykazano dodatnią korelację ($p < 0,01$) BMI z siłą maksymalną dla przodostopia, śródstopia oraz pięty w obu kończynach dolnych. Zależność BMI i siły nacisku podszwy stopy stwierdzono dla przodostopia KDP ($p = 0,01$), śródstopia KDP i KDL ($p < 0,01$) (Tab. 47.).

4.9. Korelacja zmiennych YBT i platformy dynamometrycznej

Grupa badana

Nie zaobserwowano istotnej zależności wychyleń YBT z obciążeniem stóp, podczas stania obunóż zarówno przy oczach otwartych i zamkniętych ($p > 0,05$) (Tab. 48.).

Wykazano korelację pomiędzy zasięgiem YBT - tylnobocznym KDP, a obciążeniem strony prawej przodostopia (dodatnia korelacja, $p = 0,02$) i tyłostopia (ujemna korelacja, $p = 0,04$) KDL, podczas stania jednonóż z otwartymi oczami (OO) (Tab. 48.).

Dla zasięgu YBT – tylnoprzyśrodkowego KDP, zaobserwowano korelację z obciążeniem prawej strony przodostopia KDL ($p < 0,01$), podczas stania jednonóż z zamkniętymi oczami (OZ) (Tab. 48.).

W grupie badanej nie zaobserwowano istotnej zależności między zasięgiem YBT, a maksymalną siłą (F) oraz maksymalnym naciskiem (N) dla stref stóp podczas chodu ($p > 0,05$).

Tabela 48. Korelacje zmiennych YBT i platformy w grupie badanej

GRUPA	Zmienna	N	r/rho	p
badana	Stanie jednonóż OO			
	śrYBT-tb KDP & KDL P przodostopie	70	0,29	0,02*
	śrYBT-tb KDP & KDL P tyłostopie	70	-0,27	0,04*
	Stanie jednonóż OZ			
	śrYBT-tp KDP & KDL P przodostopie	70	0,32	<0,01*

N- liczba badanych, **p** < 0.05 wartość istotna statystycznie, **r*** – współczynnik korelacji Pearsona, **rho**** - współczynnik korelacji Spearmana, śrYBT – przód/ tb/ tp – średni Y Balance Test - zasięg do przodu/ tylnobocznie (tb) / tylnoprzyśrodkowo (tp), F - maksymalna siła, N – maksymalny nacisk, KDP - kończyna dolna prawa, KDL – kończyna dolna lewa, P -prawa, L - lewa

Grupa kontrolna

W grupie kontrolnej wykazano korelację pomiędzy wychyleniem YBT, a obciążeniem stóp, podczas stania obunóż i jednonóż, zarówno z otwartymi, jak i zamkniętymi oczami (Tab. 49.).

Zaobserwowano znamienne korelacje YBT – przód KDP z obciążeniem przodostopia (ujemna korelacja, $p=0,03$) i tyłostopia (dodatnia korelacja, $p=0,03$) KDL, podczas testu stania obunóż OO. Wzrost zasięgu YBT – tylnoprzyśrodkowego KDL, zwiększał obciążenie przodostopia ($p=0,01$) i zmniejszał obciążenie tyłostopia ($p=0,01$) KDP, podczas testu stania obunóż OO (Tab. 49.).

Wykazano zależności między YBT przód KDP, a mniejszym obciążeniem przodostopia ($p=0,03$) i wzrostem obciążenia tyłostopia ($p=0,03$) KDL, podczas testu stania obunóż OZ.

Wykazano istotne korelacje między YBT – tylnobocznym KDP, a mniejszym obciążaniem strony lewej przodostopia, strony prawej tyłostopia i prawej krawędzi całej stopy lewej, podczas testu stania jednonóż OO i OZ. Zaobserwowano także korelację z większym obciążaniem prawej strony przodostopia, lewej strony tyłostopia i lewej krawędzi stopy lewej, podczas wymienionego testu (Tab. 49.).

Podczas chodu maksymalna siła działająca w obszarze przodostopia ($p<0,01$) i pięty ($p=0,01$) w KDL była ujemnie skorelowana z zasięgiem YBT – przód KDP (Tab. 49.).

Zaobserwowano istotne zależności między YBT – tylnobocznym KDL, a maksymalnym naciskiem śródstopia KDP (dodatnia korelacja, $p=0,04$) i pięty KDP (ujemna korelacja, $p=0,04$). Wykazano korelacje pomiędzy YBT – tylnobocznym KDP, a naciskiem śródstopia KDL (dodatnia korelacja, $p=0,02$) i pięty KDL (ujemna korelacja, $p<0,01$). Dla YBT – tylnoprzyśrodkowego KDL, wykazano korelacje z mniejszym naciskiem pięty prawej ($p=0,03$), a dla YBT tylnoprzyśrodkowego KDP obserwowano mniejszy nacisk piętą lewą ($p=0,01$).

Tabela 49. Korelacje zmiennych YBT i platformy grupie kontrolnej

GRUPA	Zmienna	N	r/rho	p
kontrolna	Stanie obunóż OO			
	śrYBT-przód KDP & KDL przodostopie	35	-0,37	0,03*
	śrYBT-przód KDP & KDL tyłostopie	35	0,37	0,03*
	śrYBT-tp KDL & KDP przodostopie	35	0,43	0,01*
	śrYBT-tp KDL & KDP tyłostopie	35	-0,43	0,01*
	Stanie obunóż OZ			
	śrYBT-przód kDP & KDL przodostopie	35	-0,37	0,03*
	śrYBT-przód KDP & KDL tyłostopie	35	0,37	0,03*
	Stanie jednonóż OO			
	śrYBT-tb KDP & KDL L przodostopie	35	-0,44	<0,01*
	śrYBT-tb KDP & KDL L tyłostopie	35	0,44	<0,01*

c.d. Tabela 49. Korelacje zmiennych YBT i platformy w grupie kontrolnej

GRUPA	Zmienna	N	r/rho	p	
kontrolna	śrYBT-tb KDP & KDL P przodostopie	35	0,45	<0,01*	
	śrYBT-tb KDP & KDL P tyłostopie	35	-0,45	<0,01*	
	śrYBT-tb KDP & KDL L strona stopy	35	0,45	<0,01*	
	śrYBT-tb KDP & KDL P strona stopy	35	-0,45	<0,01*	
	Stanie jednonóż OZ				
	śrYBT-tb KDP & KDL L przodostopie	35	-0,55	<0,01*	
	śrYBT-tb KDP & KDL L tyłostopie	35	0,55	<0,01*	
	śrYBT-tb KDP & KDL P przodostopie	35	0,35	0,04*	
	śrYBT-tb KDP & KDL P tyłostopie	35	-0,35	0,04*	
	śrYBT-tb KDP & KDL L strona stopy	35	0,34	0,04*	
	śrYBT-tb KDP & KDL P strona stopy	35	-0,34	0,04*	
	Chód				
	śrYBT-przód KDP & F KDL przodostopie	35	-0,5	<0,01*	
	śrYBT-przód KDP & F KDL pięta	35	-0,41	0,01**	
	śrYBT-tb KDL & N KDP śródstopie	35	0,35	0,04*	
	śrYBT-tp KDP & N KDL pięta	35	-0,41	0,01*	
	śrYBT-tb KDP & N KDL pięta	35	-0,44	<0,01*	
	śrYBT-tp KDL & N KDP pięta	35	-0,37	0,03*	
	śrYBT-tb KDL & N KDP pięta	35	-0,34	0,04*	
	śrYBT-tb KDP & N KDL śródstopie	35	0,4	0,02**	

N- liczba badanych, **p** < 0.05 wartość istotna statystycznie, **r*** – współczynnik korelacji Pearsona, **rho**** - współczynnik korelacji Spearmana, śrYBT – przód/ tb/ tp – średni Y Balance Test - zasięg do przodu/ tylnobocznie (tb) / tylnoprzyśrodkowo (tp), F - maksymalna siła, N – maksymalny nacisk, KDP - kończyzna dolna prawa, KDL – kończyzna dolna lewa, P -prawa, L – lewa

5. DYSKUSJA

Celem pracy była ocena stanu anatomopatologicznego i funkcjonalnego stóp u zawodników uprawiających amatorsko futbol amerykański. Zbadano wpływ trenowania FA na: częstość, lokalizację i typ urazów, w stosunku do całej kończyny dolnej (stopa, staw skokowo-goleniowy, podudzie, staw kolanowy, udo, staw biodrowy i miednica). Uwzględniono: długość i częstość trenowania, zajmowane pozycje sportowe oraz stosowane leczenie. Kluczowym aspektem badania była ocena: urazowości stóp, ukształtowania stóp (FPI-6) oraz wartości przenoszonych obciążeń przez stopy (platforma), podczas testów stania (obunóż, SLB) i chodu, powiązanych z równowagą statyczną (SLB, COP) i dynamiczną (YBT).

Badania własne po raz pierwszy oceniają szczegółowo postawę i obciążenia stóp (boso) u polskich zawodników FA oraz ze względu na pozycję sportową na boisku, porównując do grupy kontrolnej. W literaturze nie odnaleziono prac dotyczących wpływu trenowania FA na funkcję podporowo-nośną obciążeń stóp. Dotychczasowe badania autorów skupiały się głównie na ocenie: urazowości w kończynach dolnych, w tym w stopach oraz wielkości obciążeń stóp, zależnie od klasyfikacji postawy stopy (płaska, wydrążona, prawidłowa), czy ukształtowania łuku podłużnego przysródkowego u graczy FA. Rzadko podejmowana jest także tematyka związków równowagi z wzorcami przenoszonych obciążeń podszwowych u sportowców. Prawdopodobnie ta praca opisuje je jako pierwsza u polskich (i na świecie) graczy FA.

Zamierzeniem autorki jest poprowadzenie dyskusji w szerokim zakresie, dającym wielopłaszczyznowy obraz podjętego problemu badawczego. Szczegółowe omówienie badanych zmiennych i analiz, uważa autor za istotne, umożliwiające w miarę pełną i komplementarną dyskusję.

5.1. Urazowość stóp w futbolu amerykańskim na tle urazów kończyn dolnych

Futbol amerykański, wśród dyscyplin sportowych plasuje się jako jeden z najbardziej kontuzjogenny, z dużą ilością przeciążeń i urazów kończyn dolnych [239]. W badaniach własnych, ponad 80% zawodników FA doznało urazów kończyn dolnych. Najczęstszą ich lokalizacją były stawy skokowo-goleniowe, a kolejno: staw kolanowy, podudzie, staw biodrowy, stopa oraz udo. Urazy stopy dotyczyły 10% graczy, a stawów skokowo-goleniowych prawie 55%. Kompleks anatomiczny stopy ze stawem skokowo-goleniowym stanowił więc 65% urazów kończyn dolnych u zawodników FA.

Szereg prac podejmuje temat urazowości kończyn dolnych w futbolu amerykańskim. Badania przeglądowe Kluczyńskiego i wsp. [247] wyodrębniają szczegółowo ilość prac dotyczących lokalizacji anatomicznej urazów u zawodników NFL. Wśród analizowanych 147

artykułów, z lat 1980-2018, urazy stawów skokowo-goleniowych i stóp były obecne w 17% prac, urazy stóp w 12%, a stawów skokowych w 5% artykułów. Przy czym ogólnie o urazach ortopedycznych narządu ruchu pisano w 16% artykułach, a o pozostałych odcinkach kończyn dolnych w 34%. O urazach w stawie kolanowym pisało 24% prac, miednicy i stawie biodrowym 7%, a w obrębie uda 3% [247]. Natomiast Makhni i wsp. [248] wykazali, że ze 102 prac o urazach ortopedycznych w NFL, najwięcej tj. 28% dotyczyło stawów kolanowych oraz kończyn dolnych łącznie [248].

Występowanie urazów w futbolu amerykańskim jest omawiane w piśmiennictwie dość często na podstawie analiz baz danych urazów, gdzie spisywane są wszystkie dolegliwości sportowca [33, 54, 247]. Metody te stosowane są szczególnie wśród drużyn amerykańskich. Na podstawie danych zebranych z baz nadzoru urazu, można określić częstość występowania urazów narządu ruchu [33]. Beaulieu-Jones i wsp. [249] ocenili występowanie urazów układu mięśniowo-kostnego w okresie od 2009-2015 r., u studentów trenujących FA. Największą częstość urazów w kończynie dolnej stwierdzono, podobnie jak w badaniach własnych, w stawie skokowo-goleniowym – 53% oraz w stawie kolanowym – 51% [249]. Mack i wsp. [54] w badaniach z sezonów 2015-2018 wykazali, że urazy stawów skokowo-goleniowych i stóp stanowiły odpowiednio: 22,4% i 9,1% obrażeń kończyn dolnych. Na pierwszym miejscu najczęściej kontuzjowanych obszarów znajdował się staw kolanowy, stanowiąc prawie 30% urazów, zaraz przed stawem skokowo-goleniowym, a uraz uda stanowił nieco ponad 17% [54]. Określając częstość występowania urazów kończyn dolnych zauważono ich tendencję wzrostową w analizowanym okresie czasowym [54].

Zestawiając powyższe dane z badaniami własnymi, można uznać je za zgodne. Widoczne podobieństwo zaznacza się w występowaniu urazów stawów skokowo-goleniowych z wynikami Beaulieu-Jones i wsp. [249], a stopy z wynikami Mack i wsp. [54]. Dodatkowo w niniejszej pracy opisano urazowość kończyn dolnych ze względu na zajmowane pozycje zawodników na boisku, czego nie określono w wymienionych pracach. W badaniach własnych, urazów stawów skokowo-goleniowych doznało prawie 60% zawodników ofensywnych i około 50% defensywnych, a stopy odpowiednio: ponad 12% i 7%. Wartości te są także zbliżone do wymienionych wyników badań w ogólnej populacji FA.

Kontuzje i urazy są powszechne w sporcie. Potwierdzono, że mogą być one wynikiem oddziaływania dużej siły lub powtarzających się incydentów przeciążeniowych związanych m.in. z uwarunkowaniami osobniczymi i treningowymi w futbolu amerykańskim. Szczególnie kończyny dolne narażone są na urazy ortopedyczne podczas aktywności sportowej, treningów, czy meczy rozgrywkowych [8, 54, 250, 251]. W badaniach własnych wykazano, że najczęstszą

okolicznością pojawiania się urazów kończyn dolnych u graczy FA był trening (w porównaniu do zawodów). Stwierdzono, również, że podczas treningów zawodnicy na pozycjach ofensywnych (63%) byli bardziej narażeni na urazy kończyn dolnych, niż defensywni (58%), choć odsetek urazów był wysoki dla obu grup. Z kolei określając urazowość kończyn dolnych podczas zawodów, większy odsetek stwierdzono u zawodników defensywy (ponad 10%), niż ofensywy (7,3%). Wysoką urazowość podczas treningów u studentów (USA) trenujących futbol amerykański potwierdzają również Wiersma i wsp. [252]. Nieco odmienne wyniki przedstawili Iguchi i wsp. [8] opisując urazowość graczy futbolu amerykańskiego w Japonii. Wykazali częstsze urazy stawów skokowo-goleniowych i stopy podczas meczy, niż treningów [8]. Autorzy zwracają szczególną uwagę, iż na tle różnych sportów zespołowych, to właśnie futbol amerykański charakteryzuje się najwyższym odsetkiem urazów stawów skokowo-goleniowych [252]. Hootman i wsp. [253] potwierdzają także, iż w stosunku do innych dyscyplin, futbol amerykański okazał się być najbardziej ryzykowny.

Urazy kończyn dolnych, w tym stawów skokowo-goleniowych i stóp mogą być związane z walką sportową, w tym zderzeniami z innymi zawodnikami [10, 33, 86]. W literaturze opisywane są również bezkontaktowe urazy stóp [33, 110]. Jednym z częstych problemów urazowych w stopie jest złamanie Jones'a, a do narażonych pozycji zawodników zalicza się: skrzydłowe (WR i TE) oraz wspomagające (LB) [31]. W innych badaniach wykazano, po pierwsze, że zwichnięcia pierwszego stawu śródstopno-paliczkowego (1MPT) występowały częściej u zawodników na pozycjach rozgrywających (QB) oraz biegaczy końcowych (RB), a po drugie stwierdzono, że pojawiały się one częściej podczas meczy, niż treningów [33, 37]. W badaniach własnych wykazano, że prawie dwa razy częściej zawodnicy na pozycjach ofensywnych (OL, QB, RB, WR, TE) (12,2%) doznawali urazu stóp, niż defensywni (DL, LB, DB, CB, SS) (6,9%). Analizując najbardziej narażone na urazy stóp pozycje zawodników, wydają się być one zgodne z otrzymanymi wynikami badań własnych.

Przeciążenia fizyczne, wynikające z uprawiania futbolu amerykańskiego wpływają na odsetek urazów stóp, a także struktur przyległych. W badaniach Mack z zespołem [54] stwierdzono, że duże obciążenia sportowe zawodników NFL powodowały najczęściej uszkodzenia mięśni grupy kulszowo-goleniowej. Kolejnymi, typowymi urazami były: boczne skręcenia stawów skokowo-goleniowych oraz uszkodzenia mięśni przywodzicieli uda. Równie często pojawiały się naderwania więzadeł od strony przyśrodkowej stawów skokowo-goleniowych [54]. Natomiast Logan i współautorzy [254] wskazali, że urazom stawu kolanowego często towarzyszą urazy więzadła pobocznego przyśrodkowego (MCL) u młodych zawodników *National Football League* (NFL). Zauważyć należy, że gorsza stabilizacja stawu

kolanowego, czy niewydolność tylnych grup mięśni uda mogą oddziaływać na stopę, szczególnie w czasie chodu, czy biegu.

Podobnie, w badaniu własnym wykazano, że najczęstszym typem urazów były skręcenia stawu oraz uszkodzenia struktur miękkich (więzadeł, ścięgien i mięśni). Nie określono jednak szczegółowo jakiej anatomicznej części kończyn dolnych dotyczyły.

Wśród tkanek miękkich narażonych na przeciążenia i urazy, ważne miejsce zajmuje także ścięgno Achillesa. Urazy ścięgna Achillesa są częstą przyczyną ograniczeń sportowych i eliminacji na pewien czas z gry. U futbolistów amerykańskich NFL, ich ilość wzrastała w ostatnich, kolejnych sezonach, porównując sezon od 1997-2002 do sezonu 2010-2017 [91]. Krill i wsp. [91] zauważyli, że ilość zerwań Achillesa poprzedzał istotny statystycznie wysoki wskaźnik urazów stóp w poprzednich sezonach. Często w wyniku osłabienia chorej kończyny dolnej dochodziło do przeciążania i pęknięć/przerwania ścięgna Achillesa w kończynie przeciwnej [91]. Trofa i wsp. [255] zbadali sportowców różnych drużyn zespołowych, w tym NFL, pod kątem ograniczeń pooperacyjnych po zerwaniu ścięgna Achillesa. Wykazali oni, że zawodnicy mają gorszą kondycję i wydajność rok po urazie i rzadziej uczestniczą w meczach. Natomiast po dwóch latach od zabiegu zwiększają się możliwości zawodników, którzy osiągają poziom gry podobny do sportowców bez urazu Achillesa. Istotne jest jednak, że 30% graczy po zerwaniu ścięgna Achillesa i operacji nie powraca do gry, co sugeruje zastanowienie się nad profilaktyką tych urazów w szerszym zakresie [255]. McCrum i wsp. [256] w badanej populacji NFL opisali spadek formy zawodników po urazach przedniej struktury stawów skokowych, połączonej z kośćmi łydki. Uraz prowadzi do przemieszczeń, zwłaszcza kości piszczelowej względem stopy. W efekcie kompresyjnego mechanizmu urazu z dużą siłą, uszkodzeniu mogą ulec zarówno tkanki kostne, jak i miękkie. Wpływa to na funkcje stopy powodując ból i ograniczenia ruchomości, szczególnie zgięcia grzbietowego stopy w stawie skokowo-łydkiowym. Zawodnik nie może grać na wystarczającym poziomie. W wyniku urazu pojawia się zaburzona stabilność połączenia skokowo-łydkiowego podczas ustalonej pozycji stopy na podłożu oraz utrudnienia ruchowe w typowych dla tego sportu manewrach skrętów, obrotu czy szybkiego biegu. Po zabiegach operacyjnych zawodnicy wykluczeni zostają z gry na średnio dwa miesiące. Artroskopia przynosi zazwyczaj dobre efekty, eliminuje dolegliwości bólowe, przywraca odpowiednią ruchomość i stabilizację, co pozwala na wzrost wydajności zawodnika na boisku podczas gry [256]. Wang i wsp. [257] (w przeglądzie prac od 2009-2018 roku) wśród zawodników futbolu amerykańskiego wykazali, iż zmiany chrząstko-kostne stawu kolanowego, rekonstrukcje więzadła krzyżowego przedniego oraz urazy w stawie Lisfranca wpływają na rzadszy udział tych zawodników w grze, szczególnie w pierwszych dwóch latach po przyjęciu

do zawodowej drużyny NFL. Dodatkowo autorzy wskazywali na zależność między występowaniem urazów stawów kolanowych, łąkotki, ACL na pozycjach defensywnych i liniowych, a rzadszym uczestnictwem, powołaniem do gry w NFL [257-259].

W badaniach własnych, w związku z przebytymi urazami kończyn dolnych, zawodnicy FA byli najczęściej wykluczeni z gry na czas poniżej miesiąca do 2/3 miesiący. Ze względu na pozycje zawodników, ofensywni gracze częściej musieli poddawać się konsultacjom lekarskim, operacjom ($p=0,04$), rekonwalescencji oraz musieli używać sprzętu ortopedycznego, w porównaniu do defensywnych.

Potwierdzono, że w sportach wysokiego ryzyka typowym problemem jest przewlekła niestabilność stawów skokowo-goleniowych [260]. Ostre urazy dotyczące stawów skokowo-goleniowych wiążą się z mechanicznym uszkodzeniem więzadeł, co wpływa na funkcję kontroli proprioceptywnej. Około 20%-40% przebytych urazów prowadzi do przewlekłej niestabilności, a następnie wymaga rekonstrukcji [260, 261]. Badacze wyróżniają trzy rodzaje niestabilności: boczną, przyśrodkową i obustronną (rotacyjną) [260]. Według Liu i wsp. [262], boczny kompleks stawu skokowo-goleniowego jest najczęstszą lokalizacją urazów w dystalnym odcinku kończyny dolnej u sportowców, a na tle wszystkich urazów stanowi około 38%-45%. Lievers i wsp. [46] wykazali, że najdłuższego czasu rekonwalescencji wymagają skręcenia stawów skokowo-goleniowych, zwłaszcza z rozerwaniem więzozrostu piszczelowo-strzałkowego oraz boczne, a następnie złamania śródstopia oraz kostki bocznej i przyśrodkowej.

Wśród ogólnej populacji sportowców, urazy stóp są równie częstym problemem [263]. W obszarze śródstopia zawodnicy doznają: złamań przeciążeniowych, podwichnięć w stawach, uszkodzeń stawu Lisfranca lub złamań piątej kości śródstopia Jones'a. W przodostopiu dochodzi często do urazów palców, a także do podwichnięć w pierwszym stawie MTP. Ograniczony ruch podszwowy w stawie śródstopno-paliczkowym wiąże się z dolegliwością, jaką jest paluch darniowy (paluch biegacza, ang. *turf toe*), powstały w mechanizmie nadmiernego przeprostu i kompresji, hiperfleksji [263]. Urazy Lisfranca powodują niestabilność śródstopia i zaburzenia funkcji stopy, co wpływa na wykluczanie zawodnika na pewien czas z gry [257, 258, 264]. Urazy kości łódkowatej również stawiają zawodników futbolu amerykańskiego w gorszym położeniu. Lepsze rokowania i mniejsze znaczenie dla udziału w meczach i treningach mają: złamania w obrębie śródstopia, złamania Jones'a [257]. McHale i wsp. [259], w analizie danych z lat 2000-2010 zaobserwowali, iż urazy Lisfranca dotyczą zarówno graczy na pozycjach ofensywnych, jak i defensywnych, ale częściej tej drugiej grupy. Czas powrotu zawodników NFL do gry po urazie określili średnio na około 1 rok. Pomimo gorszej wydajności sportowców nie było istotnych różnic w porównaniu do pozostałych graczy bez urazu [259]. Natomiast

w innych badaniach przeprowadzonych wśród młodych graczy FA, czas powrotu do regularnej gry wydłużony jest nawet do dwóch lat [258]. Podobne wyniki przedstawia Singh i wsp. [265], dokumentując, że 83% zawodników NFL po urazie Lisfranca wraca do gry, średnio po 10. miesiącach \pm 2,9. Po zabiegu operacyjnym, najgorszy pod względem uczestnictwa w meczach jest pierwszy sezon. Zawodnik jest wówczas mało wydajny. W drugim i trzecim sezonie futbolista musi jeszcze oszczędzać kończynę dolną i nadal bierze udział w mniejszej liczbie meczów. Porównując zajmowane pozycje na boisku, lepiej radzili sobie zawodnicy defensywni niż ofensywni [265]. U zawodników NFL określono także czas powrotu do gry po urazach typu paluch darniowy [266]. W większości zawodnicy wracają do gry w tym samym sezonie. Średnio wykazano, że zawodnik FA był gotowy do gry nieco po ponad miesiącu. Brak dyspozycji do gry, ograniczenia bólowe i funkcjonalne mogą jednak trwać nawet do dwóch, trzech miesięcy. Po powrocie do gry zawodnicy mają podobną wydajność do pozostałych zawodników [266]. Podczas biegu, czy wykonywania skoków, struktury więzadłowo-torebkowe stawu śródstopno-paliczkowego palucha są przeciążane, co sprzyja rozwojowi zaburzeń w tym obszarze. Stwierdzono, że zakres ruchomości pierwszego stawu śródstopno-paliczkowego (1MTP) u zawodników futbolu amerykańskiego jest zmniejszony w przypadku palucha koślawego i darniowego [267]. Ograniczenia ruchomości w 1MTP związane są z urazem tkanek miękkich, ścięgien, więzadeł podeszwowej strony stopy i ustawieniem koślawym palucha [266, 267]. U zawodników futbolu amerykańskiego, w badaniach posturograficznych wykazano zwiększone parametry przenoszonych obciążeń pod paluchem koślawym po urazie 1MTP [267]. Stwierdzono, że pozycja stopy ma znaczenie dla efektywności zawodników rozgrywających. Toffan i wsp. [268] wykazali, że ustawienie tyłostopia jest ważne podczas rzutu piłką przez Quarterbacka, wpływając na jakość podania. Podsumowując urazy stóp, to właśnie zmiany w stawie Lisfranca i leczenie operacyjne wywołują największe w czasie negatywne skutki dla sportowca.

W badaniach własnych stwierdzono, że istotnie częściej zawodnicy ofensywni (około 20%) przebyli operację w obszarze kończyn dolnych, w porównaniu do defensywnych (3,45%). Badani sportowcy FA częściej doznawali urazów podczas treningów, szczególnie grający w ofensywie. Z kolei podczas zawodów, urazy dotykały nieznacznie częściej zawodników defensywy. Zbiorczo, uwzględniając zarówno treningi i mecze sezonowe, więcej urazów przebyli ofensywni gracze FA. Nie znaleziono jednak różnic istotnych statystycznie oceniając okoliczności powstania urazów.

Przegląd powyższych prac i analiza wyników własnych wykazują duży wpływ trenowania futbolu amerykańskiego na urazowość kończyn dolnych. Uraz stawów kolanowych

może wpływać na stopę poprzez łańcuchy kinematyczne i powięziowe. Ważna jest tu wydolność tkanek miękkich. Według Dallinga i wsp. [269] patologicznie nadmierna ruchomość w stawie kolanowym związana jest z niewydolnością więzadłową oraz osłabieniem mięśni. Dysproporcje między mięśniami, jak skrócenie mięśni kulszowo-goleniowych, w stosunku do mięśni prostowników stawu kolanowego, również mają wpływ na jego stabilizację i przemieszczenia, co rzutuje na całą kończynę dolną. Zwiększa to narażenie na uraz stawów skokowo-goleniowych związany ze zwiększoną siłą mięśni zginaczy podszwowych stopy [269].

Staw skokowo-goleniowy jest także jedną z najczęściej wymienianych lokalizacji urazów. Należy pamiętać, że staw skokowo-goleniowy, wchodząc w kompleks anatomiczny stopy ma na nią bezpośredni wpływ. Urazowość stopy może być powiązana z innymi strukturami kończyn dolnych albo dotyczyć wyłącznie jej obszaru. Pojawiać mogą się zaburzenia stóp: od niegroźnych dysfunkcji do bardzo poważnych urazów, wymagających długotrwałego leczenia. Urazowość stóp zależy także od pozycji gracza, okoliczności gry, tj. mecz czy trening.

5.2. FPI-6

5.2.1. Wpływ sportu, płci, wieku i BMI na postawę stóp

W pracy oceniono wpływ trenowania futbolu amerykańskiego na ukształtowanie stóp wykorzystując wskaźnik *Foot Posture Index* (FPI-6). W badanych grupach określono, wg klasyfikacji FPI-6 występowanie typów stopy: prawidłowych, z lekką pronacją i pronacyjnej, z lekką supinacją i supinacyjnej. Zaobserwowano, że całkowite wyniki FPI-6 dla stopy lewej i prawej były istotnie statystycznie różne pomiędzy futbolistami i grupą kontrolną.

W badaniach własnych nie wykazano znaczących zaburzeń w całkowitym ukształtowaniu stóp FPI-6 wśród zawodników futbolu amerykańskiego. Większość sportowców uprawiających futbol amerykański (81,4% KDP, 84,3% KDL) i nietrenujących uczestników kontroli (80% KDP, 85,7% KDL) wykazywało stopy prawidłowe. Zaobserwowano jednak różnice między zawodnikami futbolu amerykańskiego, a grupą kontrolną, wskazujące na częstsze występowanie pronacji w pierwszej z grup, trzykrotnie częściej w stopie prawej (15,7%:5,7%) i czterokrotnie częściej w stopie lewej (11,4%:2,9%).

Podobne wyniki przedstawili Kuo i wsp. [148], którzy przebadali studentów obu płci, uprawiających obciążające sporty: badminton, siatkówka, koszykówka (n=30) i prowadzących sedenteryjny tryb życia (n=30). Autorzy wykazali również, że większość (80%) studentów-sportowców i nietrenujących (86,7%) mieli prawidłową postawę stóp wg zakresu od 0 do +5 punktów FPI-6. Stopy pronujące wykazano u 20% sportowców i 6,7% nietrenujących studentów,

wg zakresu +6 do +9 FPI-6. Powyższe zmiany pronacyjne w ukształtowaniu stóp pomiędzy grupami były statystycznie istotne i wyniosły $p=0,022$ [148]. W badaniach własnych, stopy pronujące (FPI-6) wykazywało nieco ponad 27% futbolistów i niemal 8,6% nietreningujących uczestników. Podobnie zmiany pronacyjne stóp były znamienne między grupą badaną, a kontrolną ($p<0,01$).

W grupie studentów-sportowców badanych przez Kuo i zespół [148] nie stwierdzono ukształtowania stóp w supinacji, a w grupie kontrolnej było ich 6,7%. Natomiast w niniejszej pracy, grupa sportowców FA wykazywała ustawienie supinacyjne stopy lewej u 4,3%, a stopy prawej u 2,9%. Zaobserwowano jednak podobną tendencję występowania supinacji stóp, jak w powyższych badaniach. W grupie kontrolnej postawa supinacyjna stopy prawej (14,3%) i lewej (11,4%) występowała znacznie częściej niż u FA, co jest zgodne z powyższymi wynikami.

Lopezosa-Reca i wsp. [270] przeprowadzili ocenę FPI-6 u mężczyzn uprawiających dwie różne dyscypliny sportowe, tj.: 72 pływaków i 78 piłkarzy nożnych, w średnim wieku 17 lat, regularnie trenujących przez okres ostatnich 6 lat. Nie wykazano istotnych zmian w postawie stóp wśród piłkarzy nożnych, a średni wynik FPI-6 wyniósł $2,2\pm 1,7$. W grupie pływaków zaobserwowano wyższy średni wynik FPI-6 ($6,5\pm 2$), wskazujący na tendencje do kształtowania się stopy w kierunku pronacyjnym, a także towarzyszącą istotną koślawość stawów kolanowych [270]. Inne doniesienia sugerują, że także obciążenia treningiem biegowym mogą pogłębiać pronacyjną postawę stopy [271, 272]. Escamilla-Martínez i wsp. [271] przy użyciu FPI-6 ocenili stopy biegaczy długodystansowych ($n=30$). Sportowcy zostali zbadani bezpośrednio przed i po godzinnym biegu, wykonanym z umiarkowaną prędkością 3,3m/s. Drugi pomiar wykazał wzrost punktacji FPI-6 o 2 punkty, co świadczyło o tendencji do zwiększania pronacji stopy po wysiłku biegowym [271]. Cowley i Marsden [272] zbadali biegaczy biorących udział w półmaratonie. Pierwsze badanie FPI-6 zostało przeprowadzone tydzień wcześniej i wyniosło +3 punkty, a drugie zaraz po ukończeniu biegu. Uzyskane w powtórnej ocenie FPI-6 zwiększone wartości dodatkowo potwierdziły wpływ obciążenia biegiem na tendencję wzrostu pronacji: istotnie w stopie lewej o średnio 1,7 punktu oraz nieistotnie w stopie prawej o średnio 0,3 punktu. W tych badaniach autorzy zaznaczają, iż różnica między kończynami może wynikać z mniejszej męczyliwosci mięśniowej kończyny dolnej dominującej – prawej [272]. W badaniach własnych sportowcy byli badani jedynie kilka godzin przed obciążającym treningiem FA, nigdy po treningu i uzyskali w większości wartości w przedziale 0 do +5 punktów FPI-6, tym samym wskazując na stopę w normie. Częściej jednak gracze FA mieli tendencję do pronacji stopy niż do supinacji (w obrębie grupy badanej) oraz w porównaniu do grupy kontrolnej.

Badanie różnic w postawie stóp piłkarzy ręcznych, koszykarzy i biegaczy przeprowadzili Martínez-Nova i wsp. [273]. Częstkowa ocena i całkowita suma FPI-6 została określona w każdej z wymienionych grup, liczącej po 30 uczestników. Uzyskane średnie wyniki FPI-6 były w normie u koszykarzy ($3,9\pm 4,1$) i biegaczy ($2,9\pm 2,8$). Natomiast u piłkarzy ręcznych stwierdzono częste występowanie stóp w supinacji ($-0,4\pm 6,9$). Wyniki FPI-6 były znamienne pomiędzy wszystkimi trzema grupami. Szczególnie różnymi między sportowcami okazały się składowe FPI1 dotyczące ustawienia głowy kości skokowej i FPI4 oceniające wypukłość w rejonie stawu skokowo-łódkowego [273]. W przeprowadzonych badaniach własnych różnica międzygrupowa była istotna we wszystkich składowych FPI-6, poza FPI2 stopy lewej-oceniającą krzywiznę poniżej i powyżej kostki bocznej.

Badacze określali w pracach, czy istnieje związek FPI-6 z urazowością w obszarze kończyn dolnych. W badaniach Cherati i wsp. zbadano piłkarzy halowych w odstępie 6. miesięcy, przed sezonem i po jego zakończeniu. U 68 zawodników i zawodniczek futsalu nie potwierdzono związku między FPI-6, a występowaniem skręcenia stawu skokowo-goleniowego. Również narażenie na urazy stawu skokowo-goleniowego nie było powiązane z: BMI, wiekiem, masą ciała, wzrostem, płcią, czasem trenowania oraz kończyną dominującą. Potwierdzono, że przebyty uraz stawu skokowo-goleniowego jest istotnym czynnikiem ryzyka nawracającego urazu [274]. Badania ponad 100 zawodników: koszykarzy i piłkarzy nożnych, także nie wykazały związku między występowaniem bocznego skręcenia stawu skokowego (LAS – *Lateral ankle sprains*), a postawą stopy wg FPI-6, niezależnie od zgłoszenia lub nie urazu stawu skokowo-goleniowego [275]. Natomiast potwierdzono związek pomiędzy ograniczonym zgięciem podszwowy stopy, osłabieniem i wiotkością więzadeł stawu skokowo-goleniowego po stronie bocznej oraz zaburzoną równowagą w teście stania jedno nogi (*Single Leg Balance – SLB*), a częstszym, ostrym lub powtórny urazem LAS [275].

Na podstawie przedstawionych powyżej wyników autorzy wskazują na odmienne kształtowanie się aktywności mięśni kończyn dolnych, a w efekcie postawy stopy, zależnie od danej dyscypliny sportowej, środowiska i rodzaju ćwiczeń [270]. Dane te można uznać za zgodne przyglądając się porównaniom wyników FPI-6 niniejszej pracy z powyższymi badaniami. Gracze FA wykazują w wyniku całościowym FPI-6, głównie prawidłową postawę stóp. Przyglądając się jednak poszczególnym komponentom FPI-6, różnią się w większości od grupy kontrolnej, co świadczyć może o specyficznej dla futbolu amerykańskiego tendencji kształtowania się stóp w kierunku pronacji.

Związek ukształtowania stóp i cech osobniczych

Szereg prac przedstawia związek statycznej postawy stóp z płcią, wiekiem, zawartością tkanki mięśniowej i BMI [147, 276, 277, 278]. W badaniach własnych celowo uwzględniono grupę samych mężczyzn, aby wykluczyć wpływ płci na wyniki. Alahmari i wsp. [147] wskazują na różnice międzypłciowe w ukształtowaniu stóp u zdrowych dorosłych, w wieku 18-25 lat. W ocenianej niejednorodnie płciowo grupie 581 osób, wykazali, że najczęściej ukształtowanie stopy (wg FPI-6) było prawidłowe lub w lekkiej pronacji. Stwierdzono, że mniejszy odsetek mężczyzn miał ustawienie pronacyjne (16,8%) lub supinacyjne (10,3%) stóp, w porównaniu do kobiet (odpowiednio 21% i 11,7%) [147]. Odmiennie, w badaniach Gonçalves i wsp. [276] przeprowadzonych w grupie młodzieży obu płci (n=1400) zaobserwowano związek całkowitego wyniku FPI-6 z: płcią męską ($\beta = 0.29$, $p=0,04$) oraz dodatkowo kończyną dolną lewą ($\beta = 0.73$, $p<0,001$). Dodatnia korelacja powyższych parametrów potwierdziła, że im wyższy był wynik FPI-6 u chłopców lub w przypadku stopy lewej, tym znacznie większa była tendencja do pronacji stopy [276].

W badanej populacji sportowców FA, płci męskiej, wykazano, że stopy były najczęściej w normie lub w mniejszym stopniu w lekkiej pronacji, najrzadziej w supinacji. Nie stwierdzono, aby wiek lub BMI graczy FA wpływały na postawę stóp wg FPI-6 (zsumowany wynik).

Zależność między FPI-6, a wiekiem wykazali w badaniach Redmond i wsp. [279]. Zarówno u dzieci, młodzieży i osób starszych stwierdzono występowanie stopy z tendencją do ustawienia w pronacji [279, 280, 281]. U dzieci w wieku szkolnym (6-9 lat), wyższa punktacja FPI-6 korespondowała z niższymi wartościami kąta Clark'a typowymi dla płaskostopia [282]. Podobnie zaobserwowano mniejszą wartość kąta Clark'a w grupie nastolatków (n=148) w wieku 11-13 lat ze zwiększoną zawartością tkanki tłuszczowej [283]. Wykazano także związek wzrostu BMI wraz ze zmniejszaniem wartości kąta Clark'a u dzieci otyłych pomiędzy 3. i 13. rokiem życia [284]. Obserwacje Villarroya i wsp. [280] potwierdzają, że nadmierna masa ciała, duża zawartość tkanki tłuszczowej, u dzieci i młodzieży, w wieku od 9 do 16,5 lat, sprzyja płaskostopiu podłużnemu.

Stwierdzono, że nadwaga/otyłość dzieci mogą pozostawać bez zmian lub nasilać się w wieku dorosłym, powodując tym samym nadmierne przeciążenia mięśniowo-szkieletowe stóp [283]. Gonçalves i wsp. [276] zauważyli korelację ujemną dla BMI z FPI-6, wskazującą, że im bardziej wzrastało BMI u młodzieży (10-14 lat), tym wynik FPI-6 był niższy. Pomimo zależności BMI z FPI-6, autorzy nie potwierdzili jednak, że wskaźnik BMI jest istotnie związany z ustawieniem stopy w pronacji [276]. Odmiennie wyniki przedstawili Aurichio i wsp. [285] oraz Butterworth i wsp. [277], którzy u otyłych dorosłych (w średnim wieku 52 lat) i starszych

badanych, zaobserwowali pogłębianie się płaskostopia (zwłaszcza u kobiet) i pronacyjnej postawy stopy (zwłaszcza u mężczyzn). Jankowicz-Szymańska i wsp. [286] odnotowali u 20-sto letnich studentów i studentek, istotne korelacje między pronacyjnym ustawieniem głowy kości skokowej (FPI1) oraz obniżoną wysokością przyśrodkowego łuku podłużnego (FPI5), a zwiększaniem się BMI. Autorzy nie wykazali jednak zależności między całkowitym wynikiem FPI-6, a BMI [286], podobnie jak u graczy FA w badaniach własnych. Z kolei, jedna składowa oceny – FPI1 była znamienne zróżnicowana ze względu na płeć studentów ($R=0,38$). U młodych mężczyzn głowa kości skokowej była bardziej zrotowana przyśrodkowo, w kierunku pronacji [286]. W badaniach własnych gracze FA – mężczyźni, wykazywali nadwagę, a komponent FPI1 był u nich także wyraźnie częstszy w kierunku pronacji niż w grupie kontrolnej. Szczególnie w stopie prawej wynik różnił się istotnie statystycznie między grupami ofensywną, defensywną, a kontrolną ($p=0,03$). Prawie 50% graczy ofensywnych i ponad 55% defensywnych wykazało pronacyjne ustawienie głowy kości skokowej (FPI1), kiedy w grupie kontrolnej ta składowa z wynikiem dodatnim dotyczyła tylko 20% osób.

W badaniach własnych znamieny związek między FPI-6, a BMI wykazano tylko u osób nietreningujących (grupa kontrolna) i jedynie dla stopy lewej. Otrzymany wynik może wskazywać, że wartości BMI w mniejszym stopniu wpływają na sportowców, a widoczniej na osoby niećwiczące. Być może nadwaga u osób nietreningujących jest związana z większą zawartością tkanki tłuszczowej, a u graczy FA z dodatkowo rozbudowaną masą mięśniową, a jej wpływ na postawę stopy jest kompensowany wyćwiczeniem związanym z treningiem.

Należy zauważyć, przy tym, że niemal 63% zawodników FA z BMI w normie miało stopę lewą w pronacji, a prawą ponad 45%. Sugerować to może, że cechy osobnicze, np. płeć, dominacja [272] lub urazowość kończyn dolnych, czy specyficzny trening FA wpływają bardziej na FPI-6 stopy lewej w kierunku pronacji, niż BMI. Związek płci oraz lateralności stóp z FPI-6 potwierdzono także w powyżej opisanych badaniach Gonçaves i wsp. [276], co mogłoby być zgodne z wymienionymi sugestiami. Tezę tę należy jednak sprawdzić w przyszłych badaniach, aby mieć pewność co do przyczyn częstszej pronacji w stopie lewej w futbolu amerykańskim, u zawodników z BMI w normie. Natomiast u zawodników z BMI wskazującym na nadwagę, stopę prawą w pronacji miało 54,5%, a lewą 37,5% zawodników. Oznacza to, że u futbolistów w sumie 92% stóp w pronacji jest związanych z nadmiernym ciężarem ciała, który wpływa bardziej na jedną ze stóp. Ponadto, praktycznie około 30% procent graczy FA z nadwagą lub otyłością wykazywało prawidłową postawę stóp wg FPI-6. Podkreślić, należy, że nie wykazano jednak istotnych związków między BMI, a ukształtowaniem stóp w grupie badanej.

Analizując prace badawcze, u studentów i dorosłych trenujących różnorodne sporty, tj.: biegi rekreacyjne, półmaratony, pływanie, piłkę nożną, koszykówkę, siatkówkę, badminton zaobserwowano wpływ sportu na kształtowanie się postawy pronacyjnej stopy [148, 270-272]. W badaniach własnych stwierdzono, że futbol amerykański wpływa na składowe FPI od 1-6, wykazując większą tendencję do pronacji stóp sportowców, niż u nietrenujących badanych. Jednak całościowy wynik FPI-6 nie wskazywał, aby większość zawodników FA miała stopy pronacyjne, lecz prawidłowe, porównywalnie do kontroli. Nie potwierdzono również w badaniach własnych związku pomiędzy wiekiem, BMI, a FPI-6. Wykazano jednak, że pronacyjna postawa stóp pojawiała się częściej u badanych sportowców FA, niż w grupie kontrolnej, bez względu na wiek, wskaźnik BMI oraz czas trenowania.

5.2.2. Zależność postawy stopy i obciążeń podeszwy stopy

Badani futboliści wykazują w większości prawidłowe ukształtowanie stóp. Zaobserwowano jednak wpływ sportu na częstszą pronację stóp u graczy FA. Podjęto próbę oceny wpływu zmian pronacyjnych w postawie stóp na profil wzorców obciążeń podeszwy.

Badania potwierdzają zależność pomiędzy ukształtowaniem stóp, a specyficznym obciążeniem w poszczególnych obszarach stóp [122, 271]. Inni autorzy zauważyli zależność postawy stopy i nacisku powierzchni podeszwy stopy na podłoże podczas chodu [122]. W badaniach Buldt i wsp. [122] zbadano zdrowe osoby z różnym typem stóp, tj.: neutralne, płaskie, wydrążone. Największe różnice nacisku wykazano między stopą płaską, a wydrążoną w obszarze przodostopia. Zaobserwowano, że stopa płaska charakteryzuje się niższym naciskiem podeszwy w obszarze 4. i 5. MTP porównując do grup z postawą stopy: wydrążonej i prawidłowej [122]. Stopy neutralne, płaskie, wydrążone wykazują więc charakterystyczne dla swojej klasyfikacji obciążenia podeszwy stopy.

Zależności postawy stopy i obciążenia zostały także potwierdzone w grupie biegaczy rekreacyjnych [271]. Badani zostali zbadani przed i po 60-cio minutowym biegu, z umiarkowanym tempem. Zaobserwowano, że został zwiększony czas kontaktu całkowitego stopy oraz przyśrodkowego obszaru pięty, a nacisk podeszwy wzrósł także w obszarze przyśrodkowym pięty oraz pod drugą głowa kości śródstopia. Aktywność fizyczna – bieg, zwiększa obciążenie pięty w obszarze przyśrodkowym oraz obniża łuk podłużny stopy, co powoduje tendencje do ustawienia pronacyjnego stopy [271].

Kolejne badania [172] potwierdzają, że stopa płaska w czasie chodu wykazuje: wzrost siły maksymalnej, większy obszar kontaktu i nacisk na podłoże oraz czas kontaktu, w obszarze przyśrodkowym śródstopia – łuku przyśrodkowego, środkowej części przodostopia i paluchu.

Mniejsze wartości wymienionych parametrów występują natomiast w przyśrodkowej i bocznej części przodostopia. Natomiast dla stopy wydrążonej charakterystyczny jest wzrost nacisku i czasu jego trwania w obszarze przodostopia po stronie bocznej oraz pięty. W obszarze śródstopia i palucha stopy wydrążonej zaobserwowano niższe wartości w parametrach czasu nacisku, działającej siły maksymalnej oraz czasu działania siły, a także obszaru kontaktu z podłożem [172].

Uzyskane rezultaty innych badań Buldt i wsp. [287] potwierdzają, że ukształtowanie stopy wpływa na jej ruchomość podczas chodu. Ocena kinematyki stóp (neutralnej, płaskiej, wydrążonej) podczas chodu wykazała, że w stopie płaskiej ruchomość śródstopia jest ograniczona w płaszczyźnie czołowej w fazie *pre-swing*, a w stopie wydrążonej szczególnie w fazie początkowej – *initial contact* i środkowego podparcia – *midstance*. Zaobserwowano, że tyłostopie stopy wydrążonej porusza się w zmienionych kątowno płaszczyznach, czołowej i poprzecznej, w porównaniu do stopy płaskiej i neutralnej [287].

Potwierdzono, że postawa stopy może mieć wpływ na równowagę. Metaanaliza Buldt i wsp. [172] wykazała, że COP podczas chodu jest odchyłony zależnie od ukształtowania stopy. Zaobserwowano bardziej przyśrodkowe przeniesienie COP w stopach płaskich, co wpływało na mniejszy obszar ruchu COP, natomiast w stopach wydrążonych w kierunku bocznym, powodując większy obszar ruchu COP [172].

W badaniach własnych nie określono związku między FPI-6, a rozkładem obciążeń w stopach, ze względu na zastosowane w wynikach różne opisy, tj. cechy jakościowe i ilościowe. Z jednej strony stwierdzono, że gracze futbolu amerykańskiego i grupa kontrolna mieli w większości prawidłowe stopy. Z drugiej strony łączny wynik ukształtowania stóp wg FPI-6 różnił się istotnie statystycznie między grupą sportowców i nietreningujących, wskazując na częstszą pronację stóp u graczy FA. Pronacyjne ustawienie łącznie dla obu stóp dotyczyło 27,1% graczy FA i 8,6% nietreningujących. Porównując pojedynczo stopy, zawodnicy FA mieli częściej stopę prawą w pronacji, niż lewą. Supinacja stóp zdecydowanie częściej pojawiała się w grupie kontrolnej niż u badanych sportowców FA. Stwierdzono, że trenowany sport w pewnym stopniu przyczyniał się do zmian postawy stóp, co może wpływać na wartości obciążeń stóp. Dokładne, omówione wyniki obciążeń stóp przedstawiono w podrozdziale dyskusji „Platforma dynamometryczna”.

5.2.3. Staż treningowy, pozycje graczy, a postawa stopy

Stopy prawidłowe pozwalają na właściwy rozkład przenoszonych obciążeń [122, 172], a trenowanie sportów jest związane często z kształtowaniem się postawy pronacyjnej stopy [148, 270-272]. Stwierdzono, że regularne uprawianie dyscypliny sportowej przez 6 lat to okres

wystarczający, aby wykazać wpływ sportu na stopy zawodnika [288]. W badaniach własnych tylko około 16% zawodników trenowało futbol amerykański więcej niż 6 lat. Najwięcej osób, prawie 39% trenowało rok do 3 lat, a prawie 26% mniej niż rok. Z kolei dłuższy staż gry, 4 do 6 lat wykazało 20% zawodników. Ilość lat trenowania jest prawdopodobnie istotna dla określenia zmian w postawie stopy u graczy FA. Być może zbyt mała liczba zawodników trenujących ponad 6 lat nie pozwoliła w pełni wykazać graczy o zmienionym ukształtowaniu stopy i narażonych na urazy. Przyszłe badania powinny zbadać zależność stażu treningowego z FPI-6 (całkowity wynik) w większej populacji graczy FA trenujących ponad 6 lat.

Innym kryterium zmian w postawie stopy są pozycje na boisku. Badania zawodników NFL na podstawie skanów 3D stóp, wskazywały na zależności między pozycją liniową i skrzydłowy końcowy (TE), a zwiększonym występowaniem płaskostopia, porównując do graczy o innych umiejętnościach pozycyjnych [289]. W badaniach własnych porównano typ stopy między zawodnikami na pozycji ofensywnej i defensywnej. Obserwowano znaczące różnice międzygrupowe w całkowitym FPI-6, ale większość badanych graczy (ponad 80%) miała stopy w normie. Stopa w pronacji występowała częściej niż w supinacji w obu grupach oraz była częstsza u ofensywy w KDL, a u defensywy w KDP. Natomiast rzadko pojawiającą się supinację stopy stwierdzono u większej ilości graczy ofensywnych niż defensywnych, ponieważ supinacja stopy dotyczyła tylko jednego gracza defensywy, i tylko stopy lewej. W tym badaniu nie przeprowadzono podziału na szczegółowe pozycje zawodników, a jedynie ze względu na atak i obronę, co może stanowić częściowe ograniczenie porównania wyników. Należy zaznaczyć jednak, że zarówno liniowi zawodnicy ofensywni, jak i skrzydłowy końcowy (TE) wchodzi w skład zawodników ataku. Powyższe wyniki wydają się więc być zgodne co do obserwacji częstszego ustawienia stopy prawej w pronacji, tendencji do płaskostopia u ofensywy.

W związku ze zmianami w postawie stóp, do jakich prowadzi uprawiany sport konieczne jest podjęcie interwencji zabezpieczających graczy przed urazem. Autorzy zaznaczają potrzebę profilaktyki stóp, która może zawierać oklejanie taśmami kinesiologytaping, stosowanie ortez, trening odpowiednich grup mięśniowych wpływających na postawę i położenie stopy [196, 270]. Ważna jest ocena biomechaniczna stóp, określenie wskaźnika FPI-6, ale także i inne metody pomiarowe stóp przedstawiające stan funkcjonalny stopy. Zalecane są również badania kąta ustawienia pięty podczas stania, który jest wykorzystywany w celu dopasowania wkładek do obuwia [235]. Wykazano, że cząstkowa ocena postawy stopy wg FPI-6 nie odzwierciedla wyników pomiarów kątowych: ścięgna Achillesa, tyłostopia i łuku podłużnego, zarówno w czasie ruchu statycznego, jak i dynamicznego. Badania biomechaniczne oceny kątów

tyłostopia i śródstopia nie powinny być stosowane zamiennie z wynikami FPI-6 [290]. Z kolei Powell i wsp. [69] zaznaczają, że postawa stopy, a dokładniej wysokość łuku podłużnego przyśrodkowego wpływa bardziej na kinematykę stóp (podczas chodu, biegu, schodzenia po schodach), niż zakres ruchomości stóp.

Skala FPI-6 jest wiarygodnym narzędziem stosowanym zarówno do oceny ustawienia stopy, jak i wyników leczenia płaskostopia [192, 291]. Unver i wsp. [192] po zastosowaniu sześciotygodniowego programu ćwiczeń wzmacniających krótkie mięśnie stopy, u osób z płaskostopem, potwierdzili potrzebę ich stosowania w celu zapobiegania: pronacji stopy, opadania przyśrodkowego łuku podłużnego stopy i zwiększonej siły w przyśrodkowej części śródstopia [192]. Podobne wyniki przedstawili także inni autorzy stosując wzmacnianie: krótkich – wewnętrznych i długich – zewnętrznych mięśni stopy oraz jej stabilności, przez dziewięć tygodni, u dorosłych z pronacją stopy. Wykazano, że ustawienie stopy w pronacji może być z powodzeniem kontrolowane dzięki wymienionym ćwiczeniom [292]. W wymienionych badaniach Sánchez-Rodríguez i wsp. [292] początkowa punktacja FPI-6 wynosiła $8,1 \pm 1,7$, a końcowa $6,4 \pm 2,1$. W rezultacie program ćwiczeń wpływał na obniżenie punktacji FPI-6 o 1,66 punktu, wskazując na znaczną poprawę ustawienia stopy. Nie stwierdzono różnic międzypłciowych w ocenie wyników FPI-6 w powyższych badaniach [292]. Z kolei Taddei i wsp. [293] wykazali korzystny wpływ rocznego wzmacniania mięśni stopy i stawów skokowo-goleniowych u biegaczy rekreacyjnych, na odsetek urazów związanych z treningami/bieganiem. Narażenie na urazy zmniejszyło się po upływie 4 do 8 miesięcy stosowanych ćwiczeń. W stosunku do grupy kontrolnej – u biegaczy rekreacyjnych niestosujących ćwiczeń, ryzyko było około 2,5 razy niższe w grupie badanej [293].

Podsumowując, wskaźnik FPI-6 jest wykorzystywany bezpośrednio jako narzędzie diagnostyczne do oceny postawy stopy, a pośrednio do oceny wpływu treningów i efektywności ćwiczeń na stopę. Dodatkowo informuje o ryzyku urazu stopy, a zatem konieczności wprowadzenia profilaktyki. Interwencje zapobiegawcze urazom stóp są istotne w sporcie związanym z pronacyjnym ustawieniem stopy [148], w tym w futbolu amerykańskim.

5.3. Y Balance Test (YBT)

Zaburzenia równowagi u sportowców są między innymi ściśle powiązane z urazami kończyn dolnych oraz wydolnością podporową stopy. Zależą od wychyleń ciała w przestrzeni, związanych z przenoszeniem COM, w warunkach statycznych i dynamicznych. W niniejszej pracy oceniono wpływ trenowania futbolu amerykańskiego na ryzyko urazu kończyn dolnych

za pomocą testu YBT, wykorzystując badanie asymetrii zasięgu KD P i L (w przód, tylnobocznie, tylnoprzyśrodkowo) i równowagi dynamicznej. W badaniach własnych zastosowano protokół YBT wg Plisky i wsp. [237, 238], którzy wykazali się wysoką wiarygodnością pomiarów [243].

Różne prace badawcze potwierdziły, że zaburzenia równowagi dynamicznej są związane z większym narażeniem na urazy kończyn dolnych [241, 245, 294]. Jednocześnie, nieprawidłową równowagę dynamiczną, wykazują często osoby po przebytych urazach kończyn dolnych, m.in. z dysfunkcjami ACL, uszkodzeniami stawów skokowo-goleniowych, CAI (przewlekła niestabilność stawów skokowo-goleniowych) [239, 295-298].

Stosowanie badań przesiewowych do oceny równowagi dynamicznej jest coraz popularniejsze wśród sportowców, ale takich testów jest wciąż za mało wśród futbolistów amerykańskich [239, 299]. U zawodników futbolu amerykańskiego badanie YBT stanowi ważny punkt w minimalizowaniu ryzyka urazu bezkontaktowego kończyn dolnych [239]. Wiarygodność testu równowagi zarówno SEBT (poprzednik YBT), jak i YBT została potwierdzona na podstawie wielu badań. Obejmowały one ocenę przydatności testów do różnicowania dysfunkcji i przewidywania urazów kończyny dolnej, także pod wpływem interwencji, np. treningowych, wysiłkowych [237, 239, 295].

W badaniach własnych w całej grupie badanej, a także u zawodników ofensywnych, zauważono różnicę istotną statystycznie ($p < 0,01$) pomiędzy kończyną dolną lewą i prawą w zasięgu YBT przód. Znacznie krótszy zakres zasięgu YBT przód dotyczył KD lewej, w obu wymienionych grupach. W pozostałych zasięgach YBT nie otrzymano znamiennej różnic między kończynami dolnymi w badanych grupach (badanej, kontrolnej, ofensywnej, defensywnej). Uzyskane wyniki wskazują na tendencję ograniczenia zasięgu ruchu KD lewej do przodu u futbolistów, szczególnie na pozycjach ofensywnych, co może wzmacniać narażenie na uraz. Być może spowodowane jest to trenowaniem FA, ale również różnicą długości kończyn dolnych, między sportowcami, a nie trenującymi. Zauważono, bowiem, iż długość KD lewej była znamienne krótsza od prawej, w grupie badanej niż w kontrolnej ($p = 0,04$).

Poza porównaniem zasięgów YBT dla KDL i KDP w obrębie jednej grupy, oceniono także asymetrię zasięgu YBT kończyn dolnych i porównano między grupami: badaną i kontrolną.

Stwierdzono, że średnia różnica zasięgu między kończynami dolnymi dla YBT przód była mniejsza w grupie badanej ($3,9 \pm 4,1$), niż w kontrolnej ($5,4 \pm 6,3$). Natomiast dla zasięgu YBT tylnobocznego ($4,2 \pm 3,4$) i tylnoprzyśrodkowego ($5,1 \pm 4,7$) była większa w grupie badanej, w porównaniu do nietrenującej (odpowiednio: $3,3 \pm 2,5$; $4,3 \pm 3,1$). Nie wykazano w tych

wynikach różnic istotnych statystycznie między grupami (badaną i kontrolną). Podsumowując, największą asymetrię zasięgu kończyn dolnych wykazano w YBT tylnoprzyśrodkowym – w grupie futbolistów i w YBT przód – w grupie nietreningowej. Prawdopodobnie, wykazane nieznaczne różnice międzygrupowe, w asymetrii zasięgu kończyn dolnych nie mają dużego wpływu na ryzyko urazu podczas wychyleń ciała w każdym z kierunków YBT.

Rozpatrując pozycje zawodników, zauważyć należy, że u ofensywy była znamienne większa różnica zasięgu między kończynami dolnymi w YBT przód, niż u defensywy ($p=0,03$). Potwierdza to, że zawodnicy ataku mogą być bardziej narażeni na urazy, niż obrońcy. Ciekawe jest także, że osoby nietreningowe wykazały również dużą asymetrię zasięgu między kończynami dolnymi w YBT przód, znamienne większą w stosunku do defensywy ($p=0,03$). Wydaje się, że asymetria zasięgu KD L i P najmniej wpływa na zawodników defensywnych, podczas wychylenia YBT przód. Z kolei, w YBT tylnobocznym, ponownie grupa ofensywna wykazywała znamienne większe asymetrie zasięgów kończyn dolnych, w stosunku do kontroli ($p=0,04$).

W przeprowadzonych badaniach własnych ponad 60% futbolistów wykazywało asymetrię mniejszą lub równą 4 cm w YBT przód i blisko 60% w YBT tylnobocznym. Również ponad połowa badanych nie miała asymetrii świadczącej o ryzyku urazu w zasięgu YBT tylnoprzyśrodkowym. Zaobserwowano więc, że większość zawodników nie jest narażonych na uraz ze względu na asymetrię zasięgów YBT. Praktycznie jednak z asymetrią większą niż 4 cm było około 40% futbolistów w YBT przód i tylnobocznym oraz 47% w YBT tylnoprzyśrodkowym. Stanowi to dość sporą grupę sportowców z ryzykiem urazów kończyn dolnych. Istotne jest, że porównując do osób nietreningowych, futboliści mieli znamienne wyższy wskaźnik asymetrii zasięgu YBT tylnobocznego ($42,9\%:20\%$; $p=0,02$). Oznacza to, że ponad dwukrotnie bardziej futboliści mogą mieć wyższe ryzyko urazu w YBT tylnobocznym, niż grupa kontrolna.

Porównując pozycje zawodników na boisku wykazano, że grupa defensywna w około 70%, a ofensywna w prawie 60% miała asymetrię zasięgu mniejszą lub równą 4 cm w zasięgu YBT przód. Zasięgi YBT wskazywały na asymetrię większą niż 4 cm, czyli narażająca na uraz, bardziej u ofensywy, niż defensywy. Liczba futbolistów o wysokim ryzyku urazu wynosiła w YBT przód u ponad 40% ofensywy i ponad 30% defensywy, w YBT tylnoprzyśrodkowym u prawie 49% ofensywy i prawie 45% defensywy, w YBT tylnobocznym u ponad 46% ofensywy i prawie 38% defensywy. Znaczący to, że narażonych na uraz futbolistów jest o około jedną czwartą więcej w grupie ataku, niż obrony. Brak istotności statystycznej między wymienionymi grupami (ofensywna/defensywna), a także w porównaniu do grupy kontrolnej, świadczyć może

jednak o niskim prawdopodobieństwie urazu kończyn dolnych spowodowanym tymi asymetrami.

YBT-KKD w sporcie

W literaturze nie znaleziono identycznych badań, a uzyskane wyniki porównano do zbliżonych prac. Autorzy określali parametry YBT u sportowców różnych dyscyplin sportowych, obciążanych treningiem, doświadczających urazów lub uzależniali wyniki od sezonu gry, czy czasowego wyłączenia z gry oraz stosowania intensywnych ćwiczeń naprawczych lub operacji.

Plisky i wsp. [241] w badaniach przedsezonowych u młodych graczy koszykówki (obu płci) szkoły średniej, wykazali, że asymetria $>4\text{cm}$ wg *Star Excursion Balance Test* (SEBT) wpływała na dwukrotnie wyższe ryzyko urazu kończyn dolnych, a niższy niż 94% wynik złożony YBT predysponował do urazu 6,5 razy częściej u zawodniczek. Z kolei, Smith i wsp. [244] potwierdzili dwa razy większe ryzyko urazu bezkontaktowego u sportowców akademickich ($n=184$) z asymetrią $>4\text{cm}$ w YBT przód. Testy przesiewowe wykonano przed sezonem rozgrywkowym. Wyniki YBT odniesiono do wszystkich urazów kończyn dolnych, zarówno tych, które wyłączały zawodnika z gry i takich które nie ograniczały udziału w grze. Badana grupa z Division I (profesjonalni sportowcy reprezentujący uczelnię) była niejednorodna, po pierwsze obejmowała kobiety ($n=82$) oraz mężczyzn ($n=102$), po drugie uwzględniała zawodników dziesięciu różnych dyscyplin sportowych. Najwięcej było zawodników trenujących futbol amerykański (68 mężczyzn) i piłkę nożną (27 kobiet), a pozostałymi sportami były: pływanie, biegi przełajowe, siatkówka, koszykówka, golf, tenis, lekkoatletyka [244]. Meyers i wsp. [300] stwierdzili, że wśród graczy akademickiego futbolu amerykańskiego niska wartość zasięgu tylnobocznego (SEBT) obarcza sportowców wyższym narażeniem na skręcenia stawu skokowo-goleniowego. Hartley i wsp. [301] zbadali 384 mężczyzn i 167 kobiet w średnim wieku 19 lat, uprawiających różne dyscypliny sportowe w NCAA (Division II – uzdolnieni sportowcy reprezentujący uczelnie) lub NAIA. Hartley i wsp. [301] przebadali więc łącznie prawie 500 sportowców (obu płci) szkół wyższych i potwierdzili zależność między wynikami YBT przód $<54,4\%$ (znormalizowanymi do długości kończyn dolnych) oraz BMI, a urazami skrętnymi stawów skokowo-goleniowych u mężczyzn. Wyniki YBT odniesiono do urazów wynikających łącznie ze zderzenia z innym zawodnikiem i bezkontaktowych. Po dwóch latach od testowania YBT i obserwacji urazowości w tej grupie, stwierdzono, że gracze płci męskiej, z nadwagą wg BMI oraz z niższym wynikiem złożonym YBT przód, wykazywali większe ryzyko urazów stawów skokowo-goleniowych [301]. McHugh i wsp. [302] potwierdzili większe narażenie na urazy skrętne stawów skokowo-goleniowych

u sportowców (mężczyzn), którzy doznali ich wcześniej oraz z wysokim wskaźnikiem BMI. Autorzy ocenili 169 sportowców, obu płci (n=101 mężczyzn, n=68 kobiet) w średnim wieku 16 lat. Pośród badanych znaleźli się zawodnicy kilku dyscyplin sportowych: futbolu, piłki nożnej, koszykówki, gimnastyki. Mc Hugh i wsp. [302] nie wykazali, aby zdolność utrzymania równowagi w staniu jedno nogą na platformie balansowej była istotna dla ryzyka skręceń stawów skokowo-goleniowych u młodych graczy.

Alghadir i wsp. [303] ocenili u 60 młodych (18-25 lat) sportowców (obu płci) równowagę dynamiczną wg YBT i równowagę statyczną w staniu jedno nogą z otwartymi i zamkniętymi oczami. Średnia różnica znormalizowanego (%) wyniku YBT porównując zawodników z CAI (n=30) i bez (n=30) wynosiła 2,73 w przód, 9,91 tylnoprzyśrodkowo, 5,72 tylnobocznie. Złożony wynik YBT był znacznie wyższy w grupie bez nawrotowych urazów stawów skokowo-goleniowych z CAI. Zdolność utrzymania równowagi podczas testu stania jedno nogą u osób z CAI była niższa (w porównaniu do grupy bez takich urazów), zarówno przy oczach otwartych, jak i zamkniętych [303]. Ważna informacja, wynikająca z tych wyników to znaczny wpływ przebytych urazów stawów skokowo-goleniowych do roku na zaburzenia równowagi statycznej i dynamicznej. Dodatkowo w tym badaniu przeprowadzono pomiary zakresów ruchomości w stawach skokowo-goleniowych, ale nie uzyskano istotnych różnic między grupami. Porównując grupy sportowców z CAI i bez, wykazano odpowiednio 10,56° i 12,40° zgięcia grzbietowego stopy, 40,61° i 42,15° zgięcia podszwowego stopy, inwersji 30,92° i 32,22° i ewersji 17,61° i 22,67°. Niemniej jednak autorzy potwierdzili problem czucia stawu, tj. kontroli proprioceptywnej ustawienia stopy, względem kończyny dolnej w grupie z CAI, w porównaniu do zdrowych sportowców [303]. Oznacza to, iż sportowcy po przebytych urazach stawów skokowo-goleniowych CAI pomimo dobrego aspektu mechanicznego – zakresu ruchomości, nadal wykazują deficyty funkcjonalne. Zbyt wczesny powrót do gry może skutkować kolejnymi, nawrotowymi urazami stawów skokowo-goleniowych lub odzwierciedlać zaburzenia związane z CAI, poprzez łańcuch powięziowy i kinematyczny, w innej części ciała, a z czasem doprowadzić do wyniszczenia stawów, choroby zwyrodnieniowej [303, 304]. Noronha i wsp. [305] sugerują, iż ograniczenie zgięcia grzbietowego stopy, propriocepcja i balans ciała – równowaga, mogą być powiązane z bocznym skręceniem w stawie skokowo-goleniowym.

W innych badaniach Gonell i wsp. [245] w grupie 74 piłkarzy nożnych, trenujących zawodowo i amatorsko, stwierdzili istotną zależność między różnicą asymetrii zasięgu YBT-tylnoprzyśrodkowym, a urazem kończyn dolnych. Z kolei Butler i wsp. [239] w grupie (n=59) akademickiej trenującej futbol amerykański (FA) nie stwierdzili związku asymetrii zasięgu YBT

z urazem bezkontaktowym w kończynie dolnej. Natomiast ci sami autorzy [239] wykazali u studentów-sportowców zależność między wynikiem złożonym YBT, a występowaniem bezkontaktowego urazu kończyny dolnej. Najczęstszymi urazami w tej grupie były skręcenia stawu skokowo-goleniowego, a kolejno: izolowane uszkodzenia mięśni kulszowo-goleniowych i urazy grup mięśni przebiegających przez staw biodrowy, tj. naciągnięcia w pachwinie, czy mięśni przywodzicieli. Czas eliminacji z gry bywał najdłuższy w urazach skrętnych stawów skokowo-goleniowych i stanowił od 3-52 dni. Zawodnicy nie brali udziału w grze przez około półtora miesiąca (38 dni), jeśli doszło do urazu pachwiny, czy przywodzicieli stawów biodrowych. Izolowane uszkodzenie mięśni kulszowo-goleniowych wykluczało zawodnika z gry na 1-10 dni. W ocenie równowagi dynamicznej autorzy uznali za punkt graniczny 89,6% dla złożonego wyniku YBT. Niższy wynik narażał sportowca 3,5 razy bardziej na bezkontaktowy uraz kończyny dolnej. Ostatecznie, Butler i wsp. [239] zalecają badania równowagi dynamicznej przy użyciu YBT przed sezonem, w celu minimalizowania ryzyka urazu kończyn dolnych. Autorzy stwierdzili czasową efektywność narzędzia YBT w weryfikacji zawodników narażonych na uraz mięśniowo-kostny kończyny dolnej. Współczynnik prawdopodobieństwa ryzyka urazu dla punktu odcięcia 89,6%, wyniósł 68% podczas sezonu wśród badanych futbolistów (FA) [239].

W badaniach własnych równo lub mniej niż 89,6% wyniku złożonego YBT uzyskało ponad 30% futbolistów, zarówno dla kończyny dolnej prawej, jak i lewej. Wynik złożony YBT równy lub mniejszy niż 94% stwierdzono u 50% futbolistów dla KDP i 60% dla KDL. Opisane dane sugerują, że w badanej grupie sportowców FA, w związku z zaburzoną równowagą dynamiczną (próg 94%), częściej narażona na uraz jest kończyna dolna lewa.

Analizując równowagę dynamiczną YBT, ze względu na pozycję sportową na boisku zaobserwowano ciekawe różnice. Złożony wynik YBT, równy bądź mniejszy niż 89,6%, czyli narażający na uraz KD, wykazywało prawie 30% zawodników ofensywnych dla obu kończyn dolnych i ponad 34% defensywnych w kończynie prawej, a w kończynie lewej prawie 38%. Oznacza to, że zawodnicy defensywni wykazują gorszą równowagę dynamiczną, a ryzyko urazu dla progu 89,6%, wskazuje, że nieco częściej mogą być narażeni na uraz kończyn dolnych, zwłaszcza lewej, niż ofensywni. Narażenie na uraz wg progu równego lub mniejszego niż 94% stwierdzono u prawie 44% zawodników ofensywnych i około 59% zawodników defensywnych w kończynie prawej, a w kończynie lewej odpowiednio prawie 64% i 55%. Prawdopodobieństwo urazu dla wyższego progu – 94% wskazuje, że ofensywa jest bardziej narażona na uraz KDL, a mniej na uraz KDP, także w porównaniu do defensywy. Jednak łącznie

dla obu kończyn dolnych, ryzyko urazu jest wysokie w obu grupach i nieco większe u defensywy.

Butler i wsp. [239] oraz Gonell i wsp. [245] zbadali jednorodne grupy sportowe i potwierdzili związek między wynikami YBT, a urazem, ale nie uwzględniono grupy kontrolnej, co sugeruje, iż nie ma pewności, że przeprowadzone badania byłyby istotne statystycznie po walidacji.

Natomiast, w niniejszej pracy wykazano różnice istotne statystycznie pomiędzy grupą badaną, także międzygrupowo (ofensywną, defensywną, kontrolną), a nietreningowymi osobami, dla obu kończyn dolnych, we wszystkich punktach odcięcia, zarówno 94% i 89,6%. Gracze futbolu amerykańskiego są wyraźnie częściej narażeni na uraz kończyn dolnych w stosunku do grupy kontrolnej. Bardziej ryzykowna pozycja zawodników to defensywna. Wykazano, że dla punktu odcięcia 89,6% narażone na uraz są bardziej kończyny dolne (prawa i lewa) u obrońców. W przypadku odcięcia 94% ryzyko urazu dotyczy częściej kończyny dolnej prawej u defensywy, a lewej u ofensywy.

McGuine i wsp. [294] potwierdzili, że złożony wynik YBT $<94\%$ u koszykarek ze szkół średnich, wskazywał na 6,5 razy większe ryzyko urazu. Odmienne wyniki od powyższych przedstawiło kilku innych autorów. Walbright i wsp. [306] przebadali koszykarki (n=17) i siatkarki (n=18) z Hillsdale College's. W żadnej ze sportowych grup wyniki YBT nie były prognostykiem urazu kończyn dolnych. Autorzy sugerują, że być może porównanie czynników niefizycznych, osobistych, a także równocześnie badanie zmiennych fizycznych w szerszym zakresie, pozwoliłoby wyłonić zawodniczki najbardziej narażone na uraz [306]. Lai i wsp [307] przebadali dużą grupę (n=294) sportowców z NCAA Division I (profesjonalni gracze uczelni) uwzględniających 21 dyscyplin sportowych. Wśród przebadanych zawodników było 60% mężczyzn i 40% kobiet ze szkół wyższych (grupa niejednorodna) [307]. Podobnie, Wright i wsp. [308] zbadali testem przesiewowym, przed sezonem rozgrywkowym, zróżnicowaną populację (n=189) studentów-sportowców NCAA Division I, obu płci i trenujących różne dyscypliny. Powyżsi autorzy nie znaleźli istotnego związku między wynikami YBT, a występowaniem urazów kończyn dolnych. Nie polecają testu YBT do stosowania samodzielnie/autonomicznie w celu wykrycia ryzyka urazu u sportowców akademickich. [306-308]

Również Brumitt i wsp. [243, 309] u badanych przed sezonem akademickich sportowców (169 koszykarzy i 134 siatkarek), nie wykazali związku między wynikami YBT, a narażeniem na urazy dolnej części grzbietu/pleców lub kończyn dolnych. Autorzy sugerują, że wartość pomiaru YBT może być zasadna dla oceny równowagi dynamicznej u sportowców po urazach, ale nie jest związana z następującym w sezonie urazem kończyn dolnych [309]. Willeford i wsp.

[182] wykazali, u futbolistów uniwersyteckich, że ograniczony zakres ruchu stawów skokowo-goleniowych, związany z usztywnieniem zewnętrznym (bandaż samoprzylepny i orteza), nie wpływał istotnie na zmiany w równowadze dynamicznej YBT, przed i po treningu. Natomiast López-Valenciano i wsp. [204] potwierdzili, że bierny zakres ruchu w stawie skokowo-goleniowym i biodrowym ma istotny związek z równowagą dynamiczną YBT, zarówno w kończynie dominującej i niedominującej. W przeciwieństwie do Brumitt i wsp. [243, 309], Butler i wsp. [239] sugerują, że YBT-LQ to skuteczne badanie przesiewowe u graczy futbolu amerykańskiego (n=98). Test YBT może być pomocny w ocenie ryzyka urazu zawodników przed sezonem rozgrywkowymi oraz w fizjoterapii klinicznej przed powrotem do gry. [239, 241, 295].

Boyle i wsp. [297] wykorzystali badanie YBT-LQ do oceny bezpiecznego powrotu do sportu po 9 miesiącach od zabiegu pierwotnej rekonstrukcji ACL. Zbadano 3 grupy pacjentów o średnim wieku 13 lat (n=17), 16 lat (n=22) i 27 lat (n=16). W badaniach YBT nie stwierdzono istotnych różnic w asymetrii zasięgów kończyn dolnych w przód, przyśrodkowo lub tylnobocznie, pomiędzy grupami. Grupy młodzieży wykazały jednak większą asymetrię (szerszy zakres) zasięgu YBT przód, w porównaniu do grupy dorosłych, co wskazywało na większe ryzyko urazu kończyny dolnej [297]. Podobnie Garisson i wsp. [298] przeprowadzili test YBT-LQ u młodych osób w średnim wieku 17 lat (n=40) po rekonstrukcji ACL. Po 3 miesiącach fizjoterapii stosowanej po zabiegu, 2 razy tygodniowo zbadano związek YBT ze sprawnością funkcjonalną. Autorzy potwierdzili istotną statystycznie zależność zasięgu YBT przód z dystansem pojedynczego i potrójnego skoku jednonóż, izometrycznej siły prostowników kolana u pacjentów z asymetrią zasięgu >4 cm [298]. Uzyskane wyniki autorów potwierdzają, że test przesiewowy YBT pozwala na wychwycenie pacjentów, którzy powinni być poddani fizjoterapii, zanim powrócą do trenowania sportu [297, 298]. Również Dallinga i wsp. [269] w przeprowadzonej metaanalizie potwierdzają, iż badania przesiewowe są istotne w celu wykrycia ryzyka urazów stawów skokowo-goleniowych, a także mięśni kulszowo-goleniowych, pachwiny i ACL. Hallagin i wsp. [296] wykazali znaczną poprawę złożonego wyniku YBT-LQ, porównując młodych sportowców (średnia wieku 15 lat) przed i 3 miesiące po rekonstrukcji ACL. Badania przeprowadzono na 39 osobowej grupie heterogenicznej, uwzględniającej 21 mężczyzn i 18 kobiet. W wynikach otrzymano wartości 89 ± 7 przed zabiegiem i $94,1 \pm 7,1$ po zabiegu dla kończyny chorej, a dla kończyny przeciwnej odpowiednio $92,6 \pm 6,2$ i $97,6 \pm 6,8$ po 3 miesiącach. Wykazano lepszy wynik zasięgu złożonego YBT w obu kończynach dolnych, co świadczy o lepszej równowadze dynamicznej 3 miesiące po zabiegu i zmniejszeniu w czasie narażenia na ponowny uraz [296]. Ograniczenia w wykonaniu badań

YBT po urazach, zabiegach, operacjach mogą powodować dolegliwości bólowe i znaczne osłabienie kończyny dolnej [296, 297, 298]

Porównując badania przeprowadzone przy użyciu YBT, zważono, że wyniki zależą od różnorodnych zmiennych. Dotyczyć mogą one rodzaju trenowanej dyscypliny i różnic w ryzyku urazu, okresu i czasu badania (przed sezonem/w sezonie; przed/po treningu/operacji), metodologii badań, płci, hetero-/homogeniczności grup, wieku, liczby badanych oraz historii przebytych urazów [239, 243, 306, 310, 311]. W metodologii różnorodnych badań zmiennie stosowane były ułożenia kończyn górnych, tj. luźne ułożenie kończyn górnych lub ręce trzymane na biodrach [237, 301, 312]. W przypadku niektórych prac, dobór mieszanych grup/dyscyplin sportowych, niejednorodnych płciowo, dodatkowo rozróżniło uzyskane wyniki. Na przykład Slater i wsp. [310] potwierdzają, że istnieją różnice międzypłciowe w otrzymanych wynikach YBT u łyżwiarzy figurowych. Ważne jest więc zwracanie uwagi na dobór homogenicznej grupy sportowców do badań YBT. Z kolei Miller i wsp. [311] zważyli, że klasyfikacja badanych ze względu na uprawianie jednej lub więcej dyscyplin sportowych warunkuje wynik asymetrii zasięgu YBT. Stwierdzili, że sportowcy-mężczyźni trenujący jeden sport mieli większą asymetrię zasięgu w kierunku YBT przód, niż kobiety, a także zawodnicy trenujący równocześnie kilka sportów. Dodatkowo wykazano, że równowaga dynamiczna YBT u mężczyzn była bardziej zaburzona, niż u kobiet [311]. Przypuszczać można zatem, iż grupy mieszane płciowo będą charakteryzować się lepszą równowagą dynamiczną YBT, niż grupa samych mężczyzn. Potwierdzono, że zależnie od wieku badanej grupy mogą być różnorodne wyniki YBT [297]. Z drugiej strony Stiffler i wsp. [312] wykazali, że bez względu na płeć, uprawiany sport, ekspozycję na boisku, istniał istotny statystycznie związek pomiędzy asymetrią zasięgu YBT przód (zarówno wartością bezwzględną, jak i znormalizowaną do długości KD), a bezkontaktowym urazem stawu skokowo-goleniowego lub kolanowego u sportowców NCAA Division I. Autorzy nie wykazali jednak innych związków między pozostałymi zmiennymi YBT, a występowaniem wymienionych urazów KD. [312] Inni autorzy zwracają uwagę, iż ocena ryzyka urazu kończyn dolnych powinna być powiązana z uwzględnieniem pozycji sportowca, BMI, rodzaju uprawianego sportu, a także z przebytymi urazami i operacjami w kończynach dolnych [209, 239, 307, 313]. Luedke i wsp. [240] przeprowadzili przedsezonowy test YBT u młodych, średnio dwudziestoletnich mężczyzn trenujących futbol amerykański (n=59). Średni wzrost uczestników badania wynosił 1,8m a masa ciała 94,6kg, podobnie jak u zawodników w niniejszej pracy (odpowiednio 1,84m, 91,8kg). W trakcie sezonu zaobserwowano występowanie urazów bezkontaktowych kończyn dolnych u 27% sportowców. U tych graczy, stwierdzono istotną zależność z wartościami BMI. Futboliści, u których wystąpiły urazy kończyn

dolnych charakteryzowali się niższym BMI oraz z niższą masą ciała, niż zawodnicy bez urazu. Badacze nie stwierdzili istotnej zależności między wynikami YBT, a przebytymi następnie urazami kończyn dolnych [240].

W wynikach Luedke i wsp. [240] dla całej grupy futbolistów bezwzględna różnica zasięgów między kończynami dolnymi (prawą i lewą) w YBT przód wynosiła $3,9 \pm 3,4$ cm, w YBT tylnoprzyśrodkowym $4,6 \pm 3,4$ cm, a w YBT tylnobocznym $5,9 \pm 4,6$ cm. Z kolei dla wszystkich trzech kierunków średnia różnica wyniosła $4,8 \pm 2,1$ cm. Nie wykazali jednak istotnych różnic asymetrii odległości zasięgu w żadnym kierunku, porównując zawodników dotkniętych urazem i bez urazu. Autorzy nie potwierdzili w badaniach zależności pomiędzy asymetrią wychyleń kończyną dolną prawą i lewą większą niż >4 cm, a większym narażeniem na bezkontaktowy uraz kończyn dolnych. Złożony wynik YBT [%] wyniósł $98,1 \pm 9,2$ % dla prawej kończyny dolnej i $98,6 \pm 9,0$ % dla lewej, u graczy futbolu amerykańskiego. Porównanie między zawodnikami z urazem i bez, nie wykazało różnic istotnych statystycznie w równowadze dynamicznej i narażenia na uraz [240]. Luedke i wsp. [240] brali pod uwagę punkty odcięcia wg Butlera i wsp. [239]. U 40% graczy FA potwierdzono doznanie urazów bezkontaktowych, gdy złożony wynik YBT wyniósł mniej niż $<89,6\%$. Natomiast u futbolistów ze złożonym wynikiem YBT większym od $\geq 89,6\%$ urazu doznało ponad 24% [240]. Luedke i wsp. [240] analizowali urazy bezkontaktowe jako izolowane zmienne. Badania Luedke i wsp. [240] i Butlera i wsp. [239] były prowadzone na porównywalnej wielkościowo grupie, a wyniki sprzeczne. Butler i wsp. [239] wykazali, że urazy bezkontaktowe można przewidzieć na podstawie złożonego wyniku YBT (próg 89,6%). Należy brać pod uwagę, iż urazy mogą być spowodowane różnymi czynnikami, tj. wcześniejszymi, kontaktowymi urazami czy cechami antropometrycznymi. Konieczne jest więc wieloaspektowe i wielowymiarowe podejście, aby wyłonić sportowców narażonych, podatnych na urazy.

Podsumowując, badanie testem YBT w większości prac identyfikuje zawodników narażonych na uraz, w dużej mierze zależnie od metodyki, jak np. dobór grupy badanej. W badaniach własnych ograniczeniem może być zbyt mała próba badanych. Plusem jest jednorodna grupa badanych, badanie przed sezonem i porównanie do grupy kontrolnej. Ograniczeniem odczytu wyników YBT na dłuższą metę jest upływ czasu i kolejny udział w grze, ponieważ wyniki testu mogą się zmieniać po doznaniu nowej kontuzji/urazu, czy po utrwaleniu nieodpowiednich nawyków ruchowych, treningowych [243, 309]. YBT należy odczytywać jako dobre okresowo-czasowe narzędzie diagnostyczne oceny ryzyka urazu kończyn dolnych.

Narzędzie YBT może być użyteczne do stwierdzenia różnic w zasięgach pomiędzy kończyną prawą i lewą, oceny asymetrii różnic w zasięgach YBT oraz równowagi dynamicznej

międzygrupowo. Uzyskane dane mogą wskazywać na większe narażenie na urazy kończyn dolnych u graczy futbolu amerykańskiego, zależnie od stosowanej analizy, np. asymetria większa niż 4 cm lub wynik złożony YBT klasyfikowany wg ustalonego progu odcięcia. Progi odcięcia $\leq 94\%$ i $\leq 89,6\%$ dla wyniku złożonego YBT wskazują na osłabioną równowagę dynamiczną i zbieżnie oba progi wykazały większe ryzyko urazu kończyn dolnych w grupie futbolistów, w porównaniu do kontroli. Narażenie na uraz kończyn dolnych może zależeć od zajmowanej pozycji na boisku, a końcowy wynik badania od stosowanego progu odcięcia $\leq 94\%$ / $\leq 89,6\%$ dla wyniku złożonego YBT. Grupa ofensywna okazała się być częściej narażona na urazy kończyn dolnych w związku z asymetrią w zasięgach YBT, natomiast grupa defensywna wydaje się być bardziej narażona w związku z gorszą równowagą dynamiczną.

Asymetria odległości zasięgu powyżej 4 cm i osłabienie równowagi dynamicznej (wynik złożony mniejszy niż 89,6%/94%) są istotnymi składowymi informującymi o podwyższonym ryzyku urazu [239, 244, 301]. Nie zawsze jednak wynik YBT przewiduje dokładny procent zawodników narażonych na uraz w przyszłym sezonie, co sugeruje, że powinno być zalecane stosowanie dodatkowych testów przesiewowych u futbolistów [240, 243, 309]. Kolejno, uzyskane wyniki YBT mogą być przydatne w opracowaniu zmodyfikowanych programów fizjoterapeutycznych i treningowych narażonych na urazy sportowców [239, 244, 295, 297]. YBT-LQ jest często stosowanym narzędziem przesiewowym bezkontaktowego urazu kończyn dolnych. Gorszy wynik YBT powiązany jest z ograniczeniem zgięcia grzbietowego stopy oraz niestabilnością stawów skokowo-goleniowych, co może mieć znaczenie u graczy futbolu amerykańskiego przygotowujących się do sezonu i po przebytych urazach kończyn dolnych, zwłaszcza stawów skokowo-goleniowych i stóp [204, 239, 243-245, 306].

5.4. Platforma dynamometryczna

Trenowanie sportu kształtuje specyficzny wzorzec postawy ciała i ruchu zawodnika, co niejednokrotnie wpływa na budowę stóp. Jednym z coraz częściej ocenianych parametrów w obecnym piśmiennictwie naukowym jest obciążenie stóp. Zarówno wielkość, jak i rozkład obciążeń w obszarze stóp mają istotne znaczenie. W pracach badawczych odnotowano bowiem, iż nieprawidłowy rozkład przenoszonych obciążeń w stopach, może wiązać się z częstszym występowaniem urazów przeciążeniowych w kończynach dolnych, w tym stóp i stawów skokowo-goleniowych [313, 314, 315]. Ponadto badania dynamometryczne mogą wskazywać na pierwsze symptomy zaburzeń lub już powstałe patologiczne zmiany w stopach, niekiedy niedostrzegalne gołym okiem. Różnorodne zmienne obciążeń świadczące o dysfunkcjach stóp można uzyskać podczas testów w warunkach statycznych i dynamicznych [314, 315].

W niniejszej pracy wzorce obciążeń stóp związane z trenowaniem FA zostały zbadane przy użyciu platformy dynamometrycznej. Po pierwsze oceniono różnicę rozkładu [%] obciążeń stóp w różnych testach statycznych (stania obunóż, jednonóż), porównując badane grupy. Po drugie zwrócono uwagę na zmiany w stabilności ciała (COP) podczas przyjętej pozycji pionowej/stojącej i podparcia na obu lub jednej stopie. Dodatkowo sprawdzono, czy brak kontroli wzrokowej rozróżniał wzorce obciążeń stóp u sportowców i kontrolnych uczestników badania. Przypuszczając, że może być to znaczące dla graczy FA, którzy ze względu na szybkie ruchy i poprzez kask mają ograniczone pole widzenia podczas gry – walki sportowej. Ostatecznie obserwowano parametry siły i nacisku w stopach podczas chodu. Równocześnie, interesujące było zbadanie czy wiek, BMI i równowaga dynamiczna – YBT futbolistów mogą być powiązane z przenoszonymi na stopy obciążeniami.

W poniższych podrozdziałach zwrócono więc uwagę na wpływ trenowania sportu, cech osobniczych, budowy stopy na wzorce obciążeń stóp oraz jednoczesne zmiany w równowadze ciała, porównując dane autorów oraz grupy kontrolnej do otrzymanych wyników u zawodników FA.

5.4.1 Wpływ aktywności sportowej na wzorce obciążeń stóp

Zależnie od trenowanej dyscypliny sportowej rozkład obciążeń stóp może kształtować się inaczej [68, 315, 316]. Jednym z celów badań własnych była ocena czy uprawianie futbolu amerykańskiego wpływa na przenoszone obciążenia przez stopy w testach statycznych, tj. stanie obunóż.

W badaniach własnych stwierdzono, że trenowanie FA nie wpłynęło na statyczne parametry obciążeń stóp podczas stania obunóż z OO i OZ, tak aby wykazać znaczące różnice dla całej grupy sportowców w stosunku do zdrowych, niećwiczących osób. Pojawiły się jednak międzygrupowe nieznaczące różnice – tendencje obciążenia obszarów stóp. Podczas testu stania obunóż z OO u graczy FA zaobserwowano większe obciążenie całkowite stopy prawej (dominującej), a także obu pięt. Grupa kontrolna bardziej obciążała kończynę lewą i przodostopie obu stóp. Pomimo wymienionych różnic międzygrupowych, uzyskane wyniki u graczy FA nie były istotnie statystycznie różne, co sugerują prawidłowy rozkład przenoszonych obciążeń podczas stania obunóż z otwartymi oczami, porównując do grupy kontrolnej.

Podobne badania zostały przeprowadzone w grupie trenującej biegi przez Hawrylak i zespół [315]. Badania biegaczy – maratończyków wykazały, że trenowany sport może wpływać na rozkład obciążeń stóp w warunkach statycznych. W grupie tych sportowców zaobserwowano

zwiększony nacisk w obszarze przodostopia, w dominującej kończynie dolnej, w porównaniu do grupy kontrolnej [315]. Prawdopodobnie specyfika trenowanej dyscypliny wpływa na postawę ciała, a następnie na obszar obciążenia stopy. Przypuszczać można, że COM wychylony do przodu podczas biegów sprzyja dociążeniu przodostopia. Regularnie przyjmowana pozycja ciała utrwała się, a pośrednio wpływa na wzorec obciążeń stóp. W badaniach własnych gracze FA wykazują tendencję do większych obciążeń tyłostopia, co także może być związane z pozycją półprzysiadu przyjmowaną podczas przygotowania do ataku, czy bloku w czasie gry. Być może zawodnicy FA będący na pozycjach sportowych angażujących bardziej do biegów (RB) wykazaliby indywidualne, odmienne wzorce obciążeń stóp, co mogłoby być kolejnym punktem oceny w przyszłych badaniach, aby wykluczyć ryzyko urazu kończyn dolnych w tej grupie sportowców. Jednak już na podstawie wyników grupy ofensywnej można zaobserwować, że kończyna dolna lewa (niedominująca) jest mniej obciążana niż prawa. Zauważono, że jedyną obserwowaną istotną różnicą w testach statycznych było mniejsze obciążenie całkowite stopy lewej w grupie ofensywnej ($p=0,02$), w porównaniu do grupy kontrolnej, podczas stania obunóż z OZ. Zgodne jest, że obciążenie kończyny dominującej jest większe niż przeciwległej, zarówno w grupie biegaczy maratończyków [315], jak i badanych zawodników ofensywnych. Dodatkowo Aydog i wsp. [317] wykazali, że u sportowców (gimnastyków, zapaśników, sztangistów podnoszących ciężary, piłkarzy nożnych i ręcznych) kończyna dominująca charakteryzuje się odmienną postawą stopy, w porównaniu do przeciwnej kończyny dolnej. W badaniach młodych golfistów ($17\pm 0,8$ lat) także zaobserwowano, że całkowite obciążenie kończyny dolnej dominującej (lewej) jest znacznie większe niż przeciwnej, co predysponuje do przeciążeń i zaburzeń funkcji nośnej stopy [318]. Jadcak i wsp. [197] wykazali u piłkarzy nożnych, że podpór (SLB) na kończynie dolnej niedominującej charakteryzuje się lepszą równowagą, niż na dominującej, co jest zgodne z wynikami graczy FA. Sugeruje to, że stopa w kończynie dominującej u osób trenujących FA na pozycjach ataku i wymagających biegania może być częściej poddawana zmianom strukturalnym i narażana na uraz oraz przyczyniać się do zaburzeń równowagi.

W innych badaniach Rohan i wsp. [319] wskazują, że intensywny wysiłek i symetryczna praca kończyn dolnych podczas biegu półmaratonu wpłynęły na zmniejszenie i zrównoważenie asymetrii obciążeń pomiędzy stopami prawą i lewą. W obu stopach po wysiłku biegowym zwiększyło się obciążenie podeszwy, jednak tylko w kończynie lewej istotnie statystycznie dla przodostopia i pięty [319]. Hantke i wsp. [320] zwracają uwagę, że znaczna asymetryczność obciążeń stóp pomiędzy kończynami dolnymi prawą i lewą może stanowić czynnik ryzyka urazów u gimnastyczek.

W badaniach własnych nie wykazano znaczących asymetrii w obciążeniu całkowitym pomiędzy stopą prawą i lewą (w pozycji stojąc obunóż) u futbolistów. Ponadto zastosowany test zamkniętych oczu nie spowodował znamienych zmian w obciążeniu każdej ze stóp wewnątrzgrupowo, w porównaniu do oczu otwartych. Zauważono jednak, że u graczy FA lewa stopa była nieco bardziej obciążona (50,26%), niż prawa (49,74%) przy OO. Natomiast przy OZ odwrotnie, obciążenie było nieznacznie większe w prawej stopie (50,33%), a mniejsze w lewej (49,53%). Rozkład obciążeń między stopami jest bardzo zbliżony. Brak znamienych asymetrii w obciążeniu między prawą i lewą stopą wskazuje, że nie stanowi to przyczyny narażenia na uraz kończyn dolnych/ stóp u zawodników FA.

İlhan Odabaş i wsp. [318] u badanych golfistów wykazali, odmiennie do niniejszej pracy, różnice między obciążeniem prawej i lewej stopy. U mężczyzn golfistów całkowite obciążenie stopy lewej było znacznie większe (55%), niż w prawej (45%). Stwierdzono, także że tyłostopie prawej i lewej stopy było podobnie obciążone (28%), ale przodostopie w stopie prawej znacznie mniej (18%), w porównaniu do przodostopia w stopie lewej (26%). W obu stopach stwierdzono, większe obciążenie tyłostopia niż przodostopia. Stosunek obciążenia między przodostopiem, a tyłostopiem był istotnie większy w stopie prawej (18%:28%), w porównaniu do stopy lewej (26%:28%) [318].

Wojtków i wsp. [321] zauważyli, że przenoszony ciężar ciała jest symetrycznie rozłożony pomiędzy stopą lewą i prawą u osób trenujących strzelectwo (średnio po około 50%), podobnie jak w badaniach własnych. Natomiast w grupie kontrolnej obciążenie całkowite stopy lewej (48%) było mniejsze niż stopy prawej (52%). Obciążenie całkowite stopy lewej i prawej różniło się znamienne między grupą strzelecką i kontrolną. Dodatkowo wzorce rozkładu obciążeń przodostopia i tyłostopia, różniły się pomiędzy grupą badaną, a kontrolną. Wykazano, że strzelcy mieli zwiększone średnie obciążenie obszaru tyłostopia, w stopie prawej 54%, a w lewej 53%, porównując do przodostopia. W grupie kontrolnej występowało większe obciążenie przodostopia, 53% w stopie prawej i 51% w lewej. Badacze podkreślają, że przewaga obciążenia tyłostopia podczas stania obunóż u strzelców, wynika z przyjmowania stabilnej i nieco kifotycznej postawy ciała, związanej z techniką strzelecką [321].

Potwierdza to opisane powyżej sugestie dotyczące wpływu sportu na postawę ciała i przenoszone do stóp obciążenia. U graczy FA, u których wyjściową pozycją podczas meczu jest półprzysiad, równoczesna kontrola przed atakiem, blokowaniem może sprzyjać zwiększonym napięciom taśmy powięziowej tylnej i w następstwie tendencjom do większego obciążenia tyłostopia. W badaniach własnych zauważono, że przodostopie było mniej obciążane niż tyłostopie w obu stopach, przy OO i OZ w staniu obunóż, nie tylko w grupie futbolistów,

ale także w grupie kontrolnej. Świadczyć to może, iż niewielka przewaga obciążenia tyłostopia jest prawidłowa.

Badacze sugerują, że obciążenie przodostopia i tyłostopia, powinno być zbliżone [321, 322]. W grupie strzelców procentowy rozkład obciążeń w obszarze przednim i tylnym obu stóp był porównywalny. Znamienne różnice międzygrupowe autorzy wykazali w obciążeniu całkowitym lewej i prawej stopy, a także w obciążeniu tyłostopia przodostopia stopy prawej [321]. W badaniach własnych różnice obciążeń między przodostopiem i tyłostopiem graczy FA mieściły się w zakresie maksymalnie około 10%. Nie oceniono istotności statystycznej obciążeń wewnątrz stóp, ale porównując futbolistów do grupy kontrolnej nie znaleziono znaczących dysproporcji w obciążeniach przodo- i tyłostopia.

W przeciwieństwie do niniejszej pracy Ripani i wsp. [323] zauważyli, że sportowcy trenujący rugby wykazywali większe naciski podeszwowe obu stóp podczas stania obunóż, porównując do grupy kontrolnej. Boczna krawędź obu stóp była bardziej obciążona, a powierzchnia styku tyłostopia prawego i lewego zdecydowanie większa niż u badanych z grupy kontrolnej [323].

Natomiast Chow i współautorzy [324] zbadali ponad 100. zawodników rugby, trenujących zawodowo i rekreacyjnie. Grupa rekreacyjna wykazywała postawę stopy w normie, ale u elity stopa odznaczała się obniżonym łukiem podłużnym przyśrodkowym. Autorzy zaobserwowali wzrost obciążeń w przodostopiu i po stronie bocznej w śródstopiu u zawodników profesjonalnych podczas testu stania obunóż. Ponadto zaważyli, że pięta była ustawiona szpotawo, a całościowo rozkład obciążeń był zbliżony do wzorca stopy w supinacji. Stwierdzono, że większe boczne obciążenie przodostopia i śródstopia związane są z kształtowaniem się stopy szpotawej u graczy rugby, a cechą specyficzną dla tej grupy sportowców jest równocześnie obserwowane niskie wysklepienie podłużne stopy. Powyższe dane mogą charakteryzować adaptacje zawodowych graczy rugby, a nadmierne obciążenia w obszarze palców, śródstopia, sprzyjać ich urazom [324].

Swoisty rozkład obciążeń stóp podczas stania obunóż został też przedstawiony dla koszykarzy i biegaczy [325, 326]. U tajwańskich studentów – koszykarzy płci męskiej, zaobserwowano, że względne obciążenie obu stóp w obszarze śród- i tyłostopia było większe, a przodostopia mniejsze u zawodowych graczy, porównując do uprawiających grę rekreacyjnie. Zwiększony był nacisk na krawędź boczną stopy, tj. bok tyłostopia i łuk podłużny boczny. Dodatkowo stwierdzono, że stopy zawodowych koszykarzy wykazywały cechy supinacji, jak pięta szpotawa, wysoki łuk podłużny i opadająca kość sześcienna. Równocześnie mniej obciążona była stopa od strony przyśrodkowej (przyśrodkowy łuk podłużny) i śródstopie

po stronie bocznej. Co ciekawe, najczęściej koszykarze zgłaszali bóle mięśniowo-szkieletowe w obszarze bocznym stawów skokowo-goleniowych i ACL [325]. Z kolei, u biegaczy – sprinterów zaobserwowano, że obszar boczny tyłostopia i śródstopia po stronie przyśrodkowej, był w większym stopniu obciążany, porównując do biegaczy rekreacyjnych. W mniejszym stopniu obciążony był z kolei łuk podłużny stopy, zarówno po stronie bocznej, jak i przyśrodkowej, porównując międzygrupowo [326].

Zauważyć należy, że część prac opisuje, iż nie tylko regularne trenowanie sportu, ale też przyjmowana pozycja podczas gry lub zadane ćwiczenia zmieniają rozkład obciążenia stóp. Pau i wsp. [327] wykazali u koszykarek wzrost obciążeń przodostopia związanych z rzutami do kosza podczas wybicia z obu nóg. Wyskok obunóż przeciąża przednią część stopy, co w konsekwencji prowadzić może do częstszych urazów w tym obszarze. Informacja ta może mieć znaczenie dla zawodników FA, zwłaszcza skrzydłowych – WR, którzy chwytają futbolówkę podczas wyskoku.

W innych badaniach Bibro i wsp. [231] zastosowali 60 - minutowy trening siłowy kończyn dolnych w grupie młodych mężczyzn. W celu weryfikacji różnic wynikających z treningu przeprowadzili pomiary obciążeń stóp podczas testu stania obunóż przez 30s. Porównując wyniki przed i po treningu, badacze stwierdzili, że początkowo bardziej obciążane było tyłostopie, a po wysiłku przodostopie [231]. Z kolei Tae-Ho i wsp. [158] zauważyli, że ćwiczenia wzmacniające miednicę (przy użyciu piłki szwajcarskiej) u dorosłych mężczyzn wpływają na korektę postawy ciała i poprawę rozkładu obciążeń stóp, nacisku podszwowego [158]. Wykazano, że ćwiczenia zwiększyły powierzchnię kontaktu stopy i zmniejszyły naciski stopy oraz poprawił się rozkład obciążeń pomiędzy prawa i lewą stopą [158]. Wyniki Bibro [231] i Tae-Ho [158] z zespołem wskazują na pośredni kierunek ćwiczeń w celu niwelowania ryzyka przeciążeń tyłostopia i poprawy dysproporcji obciążeń stóp.

Powyższe prace potwierdzają, że regularne uprawianie sportów, w tym wymienione powyżej biegi, strzelectwo, gimnastyka, golf i rugby wpływają na wzorzec obciążenia stóp w stanie obunóż. Wzmożone obciążenia i zróżnicowany rozkład obciążeń stóp określają specyfikę postawy i funkcji stopy zawodników danej dyscypliny sportowej. Wykazano także, że pojedynczy trening, czy jednorazowe ćwiczenia mogą być znaczące dla przenoszonych obciążeń w stopach [158, 231]. Pozycja sportowa w grach zespołowych [327, 328] oraz cechy fizyczne [329] mogą wpływać na mniejsze lub większe obciążenia wybranych obszarów stóp.

Test stania obunóż z OO przeprowadzony w czasie 30s nie różnicuje wielkości obciążeń stóp u zawodników FA, porównując do grupy kontrolnej. Pozycja gracza i lateralność kończyn

dolnych także nie miały znaczenia w tym teście. Przyszłe badania powinny uwzględnić ocenę rozkładu obciążeń między przodo- i tyłostopem podczas stania obunóż u futbolistów.

W niniejszej pracy stanie obunóż bez kontroli wzrokowej nie rozróżniło znacząco wyników pomiędzy grupami badaną i kontrolną. Nie zauważono, aby w staniu obunóż z zamkniętymi oczami futboliści (cała grupa badana) obciążali stopy znamiennie różnie od grupy kontrolnej. Istotna różnica pojawiła się tylko w mniejszym obciążeniu stopy lewej u zawodników ofensywy, porównując do kontroli, co opisano powyżej. Kontrola wzrokowa może mieć znaczenie dla rozkładu obciążeń stóp w staniu obunóż, biorąc pod uwagę pozycje sportowe.

5.4.2. Wpływ równowagi na wzorce obciążeń stóp

Badania własne wymagały od uczestników utrzymania równowagi podczas pozycji ograniczonego podparcia, czyli stania jednonóż na platformie dynamometrycznej, a dodatkowym utrudnieniem było zamknięcie oczu. Podczas wykonywanych testów SLB OO i OZ odnotowano wzorce obciążeń stóp u graczy FA, porównując następnie do grupy kontrolnej. Ponadto wykorzystano wyniki z platformy oceniające wartości wychyleń COP podczas testów stania obunóż, jednonóż i chodu i sprawdzono czy pojawiały się równoczesne zmiany w rozkładzie obciążeń stóp. Ocenie poddano także zależność zasięgów kończyn dolnych podczas testu równoważnego YBT z obciążeniami stóp.

5.4.2.1. Test stania jednonóż (SLB)

W niniejszej pracy podjęto temat wpływu testów równoważnych na obciążenia stóp graczy FA, porównując do grupy niećwiczących osób. Wykorzystano trzydziestosekundowy test stania jednonóż (SLB), a także w poszczególnych pomiarach ograniczenie kontroli wzrokowej. Praca obejmowała także szerszy zakres. Uwzględniono więcej danych: dotyczących stabilności ciała (COP) w wybranych testach i zależności równowagi dynamicznej (YBT) z obciążeniem stóp.

Testy równoważne są często stosowane do badań sportowców. Stopa będąc łącznikiem między ciałem człowieka a podłożem, partycypuje w utrzymaniu równowagi, zarówno w pozycji statycznej, jak i podczas ruchów [330, 331]. Zależnie od przyjmowanej postawy ciała w staniu jednonóż (SLB) i obunóż modyfikują się wzorce i wartości obciążeń podeszwy stóp. Określenie tych zmian może być informacją o wpływie pozycji ciała na stabilność postawy, a kolejne kryterium oceny równowagi może stanowić kontrola wzrokowa podczas tych prób [332-334]. Zaburzenia równowagi ciała u sportowców mogą być zależne od przebytych w przeszłości urazów [334]. Zostało potwierdzone, że niestabilność postawy ciała u graczy FA może

występować po urazach głowy [335] i kończyn dolnych [334, 336]. Równowaga sportowca jest istotnym kryterium oceny ryzyka urazów, które mogą wystąpić w przyszłym sezonie [320].

Pozycja stania jednonóż jest popularnym testem statycznym, podczas której oceniane są wzorce obciążeń stóp i może mieć znaczenie dla oceny stabilności ciała. Wykazano, że średni czas 25s lub więcej jest wystarczający do oceny równowagi, porównując próby z oczami otwartymi i zamkniętymi [337]. Potvin i wsp. [338] potwierdzili, że młode, zdrowe osoby powinny bez problemu wykonać test SLB z zamkniętymi oczami przez 30s. Z kolei Vellas i wsp. [339] wykazali, że problem z utrzymaniem równowagi ciała przez 5s podczas SLB zwiększa 2,1 razy ryzyko urazu u osób starszych. Obserwowano, że czas utrzymania równowagi w staniu jednonóż może być różny, zależnie od wieku [334]. Springer i wsp. [334] wykazali dane normatywne dotyczące trwania średniego czasu SLB. Stwierdzono, że u mężczyzn w wieku 18-39 lat średni najlepszy czas trwania testu SLB z OO wyniósł $44,4s \pm 4,1$, a średnio z trzech prób SLB czas stanowił $43,2s \pm 6,0$. Natomiast podczas SLB z OZ ci sami autorzy wykazali, że średni najlepszy czas trwania testu wyniósł $16,9s \pm 13,9$, a średnio z trzech prób SLB, czas stanowił $10,2s \pm 9,6$ [334]. Z kolei u osób trenujących Tai Chi, średni zakres przebywania na jednej kończynie dolnej bez utraty równowagi wyniósł $28,3s$ [340]. W badaniach własnych rejestrowano wyniki obciążeń stóp z OO w ciągu 30 s. Niewielki procent zawodników i osób z grupy kontrolnej nie wykonało testu SLB OZ w wyznaczonym czasie i nie zostało uwzględnionych w analizach statystycznych.

W badaniach własnych zauważono różnice obciążeń między stopami u graczy FA w SLB. Ograniczenie pola podparcia poprzez test stania jednonóż z OO na stopie lewej nie ukazało istotnych statystycznie różnic w obciążeniach podeszwy stopy (przodostopia, tyłostopia, całej stopy) pomiędzy badanymi futbolistami i grupą nietrenującą. Podobnie pozycja sportowa nie wpłynęła na znaczące zmiany we wzorcach obciążeń stopy lewej w teście SLB międzygrupowo. Wnioskować można, że rozkład obciążeń w stopie lewej u futbolistów jest prawidłowy podczas SLB z OO, w przeciwieństwie do stopy prawej. Wykazano bowiem, że podczas SLB z OO, stojąc na stopie prawej, obciążenie po stronie bocznej było mniejsze w przodostopiu ($p=0,04$) i większe w tyłostopiu ($p=0,04$), porównując do grupy kontrolnej. Pozycja sportowca miała istotny wpływ na rozkład obciążenia obszarów stopy. Porównując ofensywnych zawodników z defensywnymi, ci pierwsi obciążali znacząco mniej przodostopie KDP od strony przyśrodkowej ($p=0,02$). Podobne dane uzyskano porównując ofensywnych graczy do osób zdrowych, niećwiczących ($p=0,04$). Zawodnicy ataku wykazywali również mniejsze obciążenie przodostopia ($p=0,01$) i większe tyłostopia ($p=0,01$) po stronie bocznej, niż grupa kontrolna.

Sugeruje to, iż u graczy FA należy pracować nad koordynacją sił działających wewnątrz stopy prawej i zwiększać obciążenie przodostopia prawego, tym samym zmniejszając obciążenie tyłostopia bocznie w stopie prawej. Podczas gry i wzmożonych obciążeń w stopie, przeciążenia dotyczyć mogą tyłostopia: pięty i stawów skokowych (górnego i dolnego). Z drugiej strony wykazano, że wzrost obciążenia przodostopia od strony przyśrodkowej może wpływać na lepsze utrzymanie równowagi w SLB [340, 341].

W przeglądzie piśmiennictwa nie odnaleziono podobnej pracy opisującej wyniki obciążeń statycznych stóp w staniu jednoonóż u graczy FA. Prawdopodobnie jest to jedyna praca rozpatrująca rozkład obciążeń zależnie od trenowanej dyscypliny, jaką jest futbol amerykański w pozycji SLB bez obuwia. Prace dotyczące obciążeń stóp w SLB koncentrowały się głównie na ocenie równowagi ciała w pozycji statycznej i dynamicznej, np. chodzie, zależnie od zadanych ćwiczeń. Znalaziono jednak badania wskazujące na pewne tendencje występujące w obciążeniach stóp w związku z podporze jednoonóż / SLB, zależnie od różnorodnych zmiennych.

Mao i wsp. [340], zbadali 16 osób (8 kobiet i 8 mężczyzn) w wieku $23,07 \pm 5,53$ lat trenujących Tai Chi. Badacze wyodrębnili obciążenia stóp (obuwie z wkładką sensoryczną) w pozycji stania jednoonóż podczas wykonywania typowych dla Tai Chi ćwiczeń (zestaw 42 zadań) oraz chodu. Nie wykazano istotnych różnic między obciążeniem prawej i lewej stopy wywołanych pozycją SLB. Stwierdzono jednak większe naciski w obszarze przyśrodkowym przodostopia, a dokładnie pod pierwszą głowa kości śródstopia i paluchem, w porównaniu do pozostałych regionów stopy podczas stania jednoonóż w wybranych zadaniach. Zauważono także, że podczas chodu, w fazie podporu jednoonóż obciążenia II-V głów kości śródstopia były znacznie większe, niż w pozostałych obszarach stopy. Stwierdzono, że ćwiczenie Tai Chi poprawiały stabilność w SLB. Autorzy wykazali, że trenujący Tai Chi mają dobrą równowagę ciała [340]. Obciążenia w rejonie przodostopia i nacisk na palce mogą korygować zaburzenia postawy ciała [340, 341, 342]. Meyer i wsp. [341], potwierdzają również, rolę czucia skórniego w przodostopiu na balans ciała w SLB z OO i OZ. Równocześnie należy pamiętać, iż u osób niewycwiczonych, jak w Tai Chi, z osłabioną siłą mięśni, z nieprawidłowym zakresem ruchomości oraz brakiem dobrej stabilności stawów skokowo-goleniowych, nadmierne obciążenia palucha i 1MTP mogą prowadzić do ich urazów [340].

W trakcie gry zawodnicy sportów zespołowych znajdują się często w podporze jednoonóż, co wpływa na przeciążenia stopy [327, 328]. Eils i wsp. [328] wykazali, że u piłkarzy nożnych ($n=21$) podczas kopania piłki, kończyna podporowa jest głównie obciążona po bocznej stronie stopy. Pau i wsp. [327] zaobserwowali u koszykarek, że po wykonaniu dwutaktu i odbiciu

jednonóż w celu rzutu do kosza, następuje wzrost obciążeń w przodo-, tyło- oraz śródstopiu. Oznacza to, że wyskok jednonóż powoduje znaczne przeciążenia podeszwy stopy u sportowców. U graczy FA ze względu na konieczność chwytania piłki futbolowej w locie, podobne wybiecie do wysokości może wpłynąć na nadmierne obciążenie stopy i zaburzenia biomechaniczne. Wydaje się więc, że test SLB może pokazywać pierwsze symptomy, które strefy stóp są szczególnie narażone na uraz u poszczególnych zawodników, zależnie od wyznaczonych zadań podczas gry.

Pau i wsp. [327] podkreślają, że ocena obciążeń stóp powstałych podczas specyficznych zadań taktycznych, może mieć znacznie dla minimalizowania liczby urazów i wprowadzania ulepszonych procesu fizjoterapii i poprawnych zadań treningowych. Kelly i wsp. [343] zaznaczają, że stabilizacja stopy i utrzymanie dobrej równowagi w SLB jest związane z wydolnością mięśni podeszwy stopy: zginacza krótkiego palców, odwodziciela palucha i czworobocznego podeszwy. Udowodniono, że czas aktywacji wymienionych mięśni w sEMG zwiększał się w pozycji SLB, w porównaniu do stania obunóż. Wymagający lepszej równowagi test SLB, wywoływał także wzrost średniej szybkości nacisku podeszwowego [343]. Powtarzające się przeciążenia w obszarze stóp podczas SLB mogą więc sprzyjać rozwojowi dysfunkcji i prowadzić do urazów stóp [328].

5.4.2.2. Kołysanie postawy –oscylacja COP

Równowaga powiązana jest z przemieszczeniem środka ciężkości (COG – *centre of gravity*). Aktualne metody pomiarowe pozwalają na ocenę „punktu przyłożenia siły reakcji podłoża – COP”, które pokrywają się z położeniem i przesunięciem COG, w odniesieniu do obszaru podparcia [344]. Bezruch lub ruch ze stałą prędkością powinny prowadzić do jak najmniejszych wychyleń COP. Badacze podkreślają, że nadmierna amplituda oscylacji COP w spoczynku może wskazywać na gorszą równowagę ciała [345].

Stopa jest skomplikowaną strukturą anatomiczną, więc pełne zrozumienie jej funkcjonowania wymaga szerszego podejścia. Ocena kilku statycznych parametrów obciążeń stóp może nie być wystarczająca, aby dobrze rozpoznać przyczyny i skutki urazów. W związku z powyższym w pracy uwzględniono także zmiany COP w celu oceny równowagi graczy FA.

W badaniach własnych oceniono COP graczy FA we wszystkich przeprowadzonych na platformie testach. Dokładne wyniki stabilograficzne uzyskano w testach statycznych (podczas pozycji pionowej ciała, stojąc na jednej lub obu stopach, z otwartymi i zamkniętymi oczami) oraz chodzie.

COP i wzorce obciążeń stóp podczas stania obunóż z OO i OZ

Wartości COP u graczy FA nie różniły się istotnie od grupy kontrolnej podczas stania obunóż, zarówno z OO, jak i OZ. Rozpatrując wartości COP ze względu na pozycje ofensywne, defensywne i w stosunku do grupy kontrolnej nie stwierdzono istotnych różnic pomiędzy nimi w teście stania obunóż z OO i OZ.

Postawa jednonóż wpłynęła na zmiany w wartościach COP u futbolistów.

COP i wzorce obciążeń stóp podczas SLB na KDL

Zaobserwowano, że pole elipsy COP ($p < 0,01$) i długość ścieżki COP ($p = 0,03$) były istotnie większe w grupie FA, w porównaniu do grupy kontrolnej, podczas podporu jednonóż na stopie lewej z OO. Nie wykazano, aby prędkość przemieszczania COP różniła się międzygrupowo w wymienionym teście. Zamknięcie oczu spowodowało zmniejszenie ilości zmienionych parametrów COP między badanymi grupami. Podczas stania jednonóż na stopie lewej z OZ, istotną różnicę zauważono jedynie dla pola elipsy COP ($p < 0,01$), które było znacznie większe w grupie FA, niż w kontrolnej. Natomiast wartości długości ścieżki COP i prędkości przemieszczania COP były podobne w badanych grupach. Podczas stania jednonóż na stopie lewej z OO większe pole elipsy COP było w grupie ofensywnej, a z OZ w defensywnej, w porównaniu do grupy kontrolnej.

Równocześnie, nie pojawiły się istotne różnice między grupą badaną i kontrolną w obciążeniach stopy lewej w staniu obunóż (OO i OZ) oraz SLB na stopie lewej z OO. Zwiększone parametry COP nie odzwierciedlały się w obciążeniach stopy lewej podczas SLB z OO, porównując całą grupę futbolistów oraz ofensywę i defensywę z niećwiczącymi osobami. Zauważono, że jedynie zawodnicy ofensywy mieli znacznie większe pole elipsy COP, niż grupa kontrolna ($p < 0,01$) w SLB z OO stojąc na lewej stopie. Wskazuje to na gorszą równowagę u zawodników ataku. Istnieje zwiększone ryzyko urazu w czasie gry, kiedy gracz ofensywy znajdzie się w pozycji jednonóż na KDL i w warunkach wymagających dobrego balansu ciała.

Z kolei, podczas SLB z OZ przyśrodkowo przodostopie w KDL było znacznie mniej obciążone u badanych, ofensywny i defensywny, niż w grupie kontrolnej. Sugerować to może, że zbyt małe dociążenie przodostopia od strony przyśrodkowej, może wpływać na zaburzenia równowagi przy braku kontroli wzrokowej w SLB [340], a odzwierciedla się wzrostem pola elipsy COP. Zaobserwowano, że sytuacja ta dotyczy zwłaszcza zawodników defensywy. Pozycja sportowa okazała się być ważna dla COP i obciążeń stop. Zawodnicy ofensywy charakteryzowali się znacznie mniejszym obciążeniem łuku podłużnego bocznego i większym łuku podłużnego przyśrodkowego, porównując do grupy kontrolnej w SLB z OZ. Oznacza to prawdopodobnie, że zawodnicy kompensowali brak dociążenia przodostopia przyśrodkowo,

zwiększonym obciążeniem w rejonie śródstopia i tyłostopia od strony przyśrodkowej KDL, aby utrzymać równowagę. Wymienione pronacyjne adaptacje obciążeń stopy lewej pozostają specyficzne dla zawodników FA na pozycjach ataku. Natomiast ryzyko urazu związane z mniejszym obciążeniem przodostopia od strony przyśrodkowej i równocześnie zaburzoną równowagą (COP) dotyczyło defensywy.

COP i wzorce obciążeń stóp podczas SLB na KDP

W niniejszej pracy zaobserwowano, że wszystkie wartości COP (pole elipsy, $p=0,01$; długość ścieżki, $p=0,03$; prędkość przemieszczania, $p=0,04$) były znamienne wyższe w grupie FA, w porównaniu do grupy kontrolnej podczas podporu jednonóż na stopie prawej z OO. Podczas tego samego testu z OZ, zaobserwowano istotnie większe jedynie pole elipsy COP ($p=0,02$) w grupie FA, niż w kontrolnej. Futbolisci również wykazywali mniejsze obciążenie przyśrodkowej strony przodostopia w SLB z OO i OZ.

Na podstawie powyższych danych zauważono, że równowaga graczy FA była gorsza niż u osób nietrenujących, zarówno z kontrolą wzrokową, jak i bez. Równocześnie zamknięcie oczu podczas stania jednonóż u FA wzmagało czucie głębokie, adaptację sensomotoryczną i poprawiało równowagę, a jedynym różnicującym międzygrupowo parametrem COP pozostawało pole elipsy. Wydaje się więc, że w warunkach ograniczonego widzenia balans ciała futbolistów jest lepiej utrzymany, niż z oczami otwartymi.

Przyglądając się pozycji sportowej zaważono ciekawe zmiany. Podczas SLB z OO na stopie prawej, pole elipsy COP było znamienne większe w grupie ofensywnej ($p=0,03$) i defensywnej ($p<0,01$), w porównaniu do grupy kontrolnej. Dodatkowo w grupie defensywnej długości ścieżki COP ($p=0,02$) i prędkości przemieszczania COP ($p=0,03$), były istotnie większe, niż w grupie kontrolnej. W tym samym teście z OZ zaobserwowano, podobnie, jak powyżej (dla stopy lewej), większe pole elipsy COP w grupie defensywnej, niż w kontrolnej ($p<0,01$).

Analizując omówione wyniki SLB na stopie prawej stwierdzić można, że grupa defensywna wypadła gorzej pod względem równowagi (COP), niż grupa ofensywna i w stosunku do grupy kontrolnej.

W grupie defensywnej podczas SLB z OO nie było znaczących zmian w wzorcach obciążeń stopy prawej, pomimo, że równowaga była zaburzona w wielu parametrach COP. Podczas SLB z OO grupa ofensywna miała mniejsze obciążenie przodostopia (przyśrodkowo i bocznie) w stopie prawej, porównując do kontroli. Okolice palucha i pierwszej głowy kości śródstopia były także znacznie mniej obciążone, niż u defensywy. Zaobserwowano, że tył stopy

był nadmiernie przeciążony u ofensywy – przejmował główny ciężar ciała. Aczkolwiek ten rozkład obciążeń wpłynął pozytywnie na równowagę, zmieniając jedynie pole elipsy COP.

Podobnie, jak przy otwartych oczach w grupie defensywnej, pomimo zaburzeń COP, podczas SLB z OZ nie pojawiły się różnice w obciążeniu stóp, porównując do kontrolnej grupy. Natomiast u ofensywy w SLB z OZ nie było zmian w COP, choć równocześnie obserwowano mniejsze obciążenia przyśrodkowej strony przodostopia prawego porównując do defensywy ($p=0,01$) i nietrenujących osób ($p<0,01$). Stopa prawa zapewnia więc dobrą stabilizację podczas podporu jedno nogi OZ u zawodników ofensywy, a jej główny sektor obciążeń stanowi bok i tył stopy, co może być charakterystyczne w związku z wytrenowaniem sportowców FA.

Wpływ sportu na równowagę (COP)

Inni autorzy również określali przesunięcia COP u osób trenujących różnorodne dyscypliny sportowe, w porównaniu do osób nietrenujących [346]. Andreeva i wsp. [346] zaobserwowali, że pole balansu i prędkość ścieżki COP były mniejsze podczas stania obunóż z otwartymi oczami w wybranych grupach sportowców, niż u kontrolnych uczestników badania. Najlepszą równowagę wykazywali kolejno zawodnicy trenujący: strzelectwo, piłkę nożną, a następnie boks, narciarstwo biegowe, gimnastykę i biegi. Wyniki autorów potwierdzają, że uprawianie sportu wpływa na poprawę stabilności ciała w stanie obunóż OO [346].

W badaniach własnych nie wykazano istotnych różnic w równowadze podczas stania obunóż z OO pomiędzy trenującymi zawodnikami FA i grupą kontrolną. Zauważano jednak nieznacznie krótszą długość ścieżki COP i wolniejszą prędkość przemieszczania COP u graczy FA, w porównaniu do nietrenującej kontroli podczas stania obunóż z OO, co może potwierdzać obserwacje autorów.

Kontrola postawy jest badana w różnych warunkach i zależnie od wybranych bodźców, które mogą wpływać na balans ciała. Verhagen i wsp. [347] sprawdzili, czy ćwiczenia równoważne mogą wpłynąć na zmniejszenie balansu ciała u siatkarki. Podczas testu stania jedno nogi z OO i OZ zbadano studentów trenujących siatkówkę ($n=8$) oraz nietrenujących ($n=22$). Nie stwierdzono, aby 1,5 miesięczny trening równowagi wpływał istotnie na współrzędne oscylacji COP u badanych, w przeprowadzonych testach SLB [347]. Podobne badania przeprowadzili Martins i zespół [348]. Autorzy wykazali, że 5-tygodniowy trening stabilizacji centralnej u studentów trenujących Judo ($n=9$) wpływał na zmniejszenie amplitudy COP w płaszczyźnie strzałkowej, w porównaniu do zawodników judo, których nie objęto programem ćwiczeń ($n=9$). Badacze podkreślają jednak, że przeprowadzony trening być może nie był wystarczający, aby w pełni wykazać zmiany w stabilności posturalnej uniwersyteckich sportowców [348]. Badania te miały też ograniczenia, spowodowane małą liczbą badanych

siatkarzy i trenujących judo [347, 348]. Snyder i wsp. [349] przeprowadzili badania wśród 22. piłkarzy nożnych. Podczas testu stania jednonóż i zadania wymagającego równoczesnego balansu, obserwowano u zawodników zmniejszone przemieszczanie COP w kierunku przód-tył, niż u kontroli. Piłkarze nożni wyróżniali się dobrą propriocepcją i kontrolą równowagi w porównaniu do zdrowych osób i innych grup sportowych [349]. Obserwacje te nie są zgodne z badaniami własnymi, które wskazują na wzmożone wartości przesunięć COP podczas SLB, porównując do grupy kontrolnej, a zatem gorszą równowagę graczy FA.

Jaszczur-Nowicki i wsp. [145] wykazali, że wyniki testu wysiłkowego *Harvard Step Test* (wchodzenie na stopień KD 30x/1minutę przez 4-5 minut) mają związek z równowagą, jak i rozkładem nacisków podeszwy stóp na podłoże u studentów. Badania obejmowały grupę 48. studentów, głównie kobiet (n=37) i mniejszość mężczyzn (n=11). Wysiłek spowodował osłabienie wydolności łuków stopy i gorszą równowagę ciała [145]. Przeciwnie wyniki przedstawili Sterkowicz i wsp. [350], którzy ocenili wpływ trenowania judo i testu wysiłkowego *Wingate Anaerobic Test* (WAnT; anaerobowy test na cykloergometrze) na równowagę posturalną. Po wykonaniu testu wysiłkowego wykazano znacznie lepsze wyniki u sportowców judo (n=13; 20,24±1,56 lat), niż u studentów z grupy kontrolnej (n=19; 20,39±0,55 lat) [350]. Porównanie tych badań wskazuje, że wysiłek fizyczny dla grup nietrenujących regularnie judo wpływa na zaburzenia równowagi, a dla sportowców judo stanowi jedynie rozgrzewkę i impuls do poprawy balansu ciała [145, 350].

Čeklić i zespół [351] zbadali 15 gimnastyczek (11,2±1,9 lat) i odpowiednią wiekowo 15 osobową grupę nietrenującą (10,9±2,0 lat). Badanie stabilności ciała podczas SLB wykonano przed i po 8-tygodniowym treningu całego ciała. Wykazano, że przed treningiem gimnastyczki miały mniejszą prędkość i amplitudę oscylacji przednio-tylnej COP, w porównaniu do grupy kontrolnej. Natomiast po treningu prędkość oscylacji przyśrodkowo-bocznej COP uległa zmniejszeniu o 13,12%, a wzrosła amplituda oscylacji przyśrodkowo-bocznej COP [351]. U piłkarzy ręcznych (n=19) podczas SLB obserwowano, że zmęczenie fizyczne także wpływa na kontrolę postawy ciała. Wykazano, że podczas SLB u piłkarzy ręcznych zwiększa się prędkość COP, po wykonanym treningu ogólnym ciała (bieg na bieżni) i lokalnym (ćwiczenia *step-up*) [352].

Badacze zwracają uwagę, że typowe dla sportu przeciążenia mięśni kończyn dolnych mają wpływ na równowagę zawodników. W grach zespołowych, jednym z bardziej obciążonych treningiem mięśni jest czworogłowy uda [353, 354]. Paillard i wsp. [353, 354] porównali wpływ zmęczenia mięśnia czworogłowego uda (maksymalny skurcz) w dwóch grupach, wykonujących ćwiczenia jednostronnie i obustronnie w kończynach dolnych. Wykazano, że zarówno

obustronne, jak i jednostronne fizyczne zmęczenie mięśni kończyn dolnych (maksymalny skurcz czworogłowego uda) wpływały na przemieszczenia COP podczas stania obunóż [353] i SLB [354]. W przeciwieństwie do obustronnego zmęczenia mięśni kończyn dolnych, jednostronne ćwiczenia bardziej zaburzały koordynację współrzędnych COP w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej, wywołując większą asymetrię postawy ciała stojąc obunóż [353]. Podobne wyniki uzyskano także podczas testu stania jednonóż. Czas oscylacji COP w SLB był dłuższy po skurczach jednostronnych mięśnia czworogłowego uda niż po skurczach obustronnych. Podczas SLB wykazano zdecydowanie większą asymetrię w postawie ciała po skurczach jednostronnych niż obustronnych mięśnia czworogłowego uda [354].

Wnioskować, więc można, że jednostronne przeciążenie kończyn dolnych, spowodowane specyficzną pozycją sportową gracza oraz wykonywanym zadaniem sportowym będzie prowadzić do gorszej równowagi podczas SLB i stania obunóż, niż u sportowców obciążających ćwiczeniami symetrycznie obie kończyny dolne.

Bruniera i wsp. [355] wykazali, że u studentów w średnim wieku $23,1 \pm 2,7$ lat zmęczenie mięśni kończyn dolnych ćwiczeniami także wpływało na stabilność postawy w SLB. Stwierdzono zwiększenie ruchu COP zwłaszcza w kierunku przednio-tylnym i przyśrodkowo-bocznym [355]. Podobnie u młodych mężczyzn ($22,9 \pm 2,9$ lat) trenujących siłowo obserwowano, że po ćwiczeniach przysiadu z obciążeniem sztangą (*back-squat*), podczas SLB, stabilność postawy była zaburzona. Wykazano, że balans ciała był największy w pierwszych sekundach i minutach (do 5 minut) po ćwiczeniu oraz zmniejszał się wraz z czasem [356].

Oznaczać to może mniejszą wydajność sportowców i zwiększone ryzyko urazu w momencie zaburzenia stabilności ciała, podczas gdy gracz znajduje się w podporze jednonóż i bezpośrednio po jego zakończeniu. Wyniki te wydają się być zgodne z badaniami własnymi, ponieważ w stanie jednonóż pojawiły się większe zaburzenia równowagi, niż podczas stania obunóż.

Wpływ asymetrycznego zmęczenia mięśni kończyn dolnych na wyniki COP u dorosłych, zdrowych osób ($n=24$) przedstawili Vuillerme i wsp. [357]. Podczas testu stania obunóż z OZ obserwowano, że po treningu (mięśnia odwodziciela stawu biodrowego) jednej kończyny dolnej (dominującej) wartość przemieszczenia COP była większa w kończynie dolnej niedominującej. Zwrócono uwagę, że oscylacja COP była większa w kierunku przyśrodkowo-bocznym, niż przednio-tylnym [357]. Trening tylko jednej kończyny dolnej może wiązać się z uruchomieniem adaptacji układu nerwowo-mięśniowego jednostronnie, co wpływa na lepszą kontrolę postawy po tej stronie. Autorzy sugerują, że większy ruch COP podczas podparcia na niezdmęzionej treningiem kończynie dolnej, może być spowodowany potrzebą wyrównania bodźców

sensomotorycznych, aby utrzymać prawidłową stabilność ciała [357]. Kolejni badacze zaobserwowali, że lokalne zmęczenie mięśni (podnoszenie pięty) w obszarze stopy i podudzia oraz trening całego ciała wywołują zwiększenie całkowitego ruchu COP i oscylacji przyśrodkowo-bocznej ($p < 0,05$) podczas SLB [358]. Stwierdzono także, że u zdrowych mężczyzn ($n=10$) przemieszczenie przednio-tylne COP i całkowity ruch COP były większe po ćwiczeniach mięśni w ograniczonym obszarze, niż po wysiłku całego ciała [358].

Powyższe wyniki sugerują, iż symetryczny trening całego ciała będzie lepszym rozwiązaniem dla sportowców niż trening jednej kończyny dolnej. Jednostronne czy lokalne przeciążenia mięśni kończyn dolnych, występujące u sportowców zależnie od pozycji na boisku, mogą powodować gorszą stabilność ciała. Dobrą i polecaną formą sprawdzenia efektu treningu angażującego asymetrycznie mięśnie kończyn dolnych, może być kontrola balansu ciała podczas podporu jednoonóż.

Zależność równowagi (COP) i wydolności funkcjonalnej stóp

Niektórzy autorzy wiążą zaburzenia równowagi z wydolnością stóp i stawów skokowo-goleniowych, zależnie od wieku badanych. Lin i wsp. [359] ocenili wpływ zmęczenia mięśni odpowiedzialnych za zgięcie podeszwowo stopy na COP u młodych (18-25 lat) i starszych osób (55-65 lat). Podczas testu stania obunóż stwierdzono, że zmęczenie miejscowe mięśni zginaczy podeszwy wpływało istotnie na zaburzenia kontroli postawy ciała u młodych badanych ($n=16$). Nie uzyskano jednak podobnych wyników w grupie starszych osób ($n=16$). Autorzy zauważyli także, że im młodsi byli badani, tym szybciej odzyskiwali stabilność ciała po zastosowanych ćwiczeniach [359]. Z kolei, badania Nilsson i wsp. [336] nie wykazały różnic w parametrach oscylacji i prędkości COP podczas SLB, pomiędzy osobami po złamaniu stawów skokowo-goleniowych (leczonych operacyjnie 14 miesięcy wcześniej), a grupą kontrolną bez urazu. Zaznaczyć należy jednak, iż 26% (14 osób z 40) z grupy badanej, nie było w stanie wykonać testu SLB. Wykazano, że problemy z równowagą miały związek z wiekiem badanych powyżej 45 lat. Dodatkowo potwierdzono zależność wydolności stawów skokowo-goleniowych z siłą mięśni zginających podeszwowo i grzbietowo stopę [336]. Wyniki sugerować mogą, po pierwsze brak stabilności ciała podczas podporu na stopie po urazie stawu skokowo-goleniowego u prawie 30% osób starszych, po roku od leczenia operacyjnego, po drugie, że po 45. roku życia istnieje większe ryzyko urazu związane z gorszą równowagą. Wzmocnienie stabilizacji stawów skokowo-goleniowych jest więc nadal ważnym problemem w sporcie zawodowym i rekreacyjnym u młodych i starszych sportowców.

W innych badaniach potwierdzono, że na stabilność ciała bardziej wpływa trening zmęczenia mięśni stawu biodrowego, niż skokowo-goleniowego [360]. Gribble i wsp. [360]

porównali wpływ zmęczenia mięśni stawu skokowo-goleniowego i stawu biodrowego na kontrolę postawy podczas SLB z OO. Nie wykazali istotnych zmian w oscylacji COP, strzałkowej i czołowej, po treningu izokinetycznym mięśni stawu skokowo-goleniowego. Z kolei, zmęczenie mięśni stawu biodrowego wywołało znaczne zaburzenia COP w obu osiach [360].

Natomiast nie jest pewne, czy są korzyści dla balansu ciała w związku z usztywnieniem stawów skokowo-goleniowych w specjalnym obuwiu sportowym. Wykazano, że obuwiu usztywniane w obszarze stawów skokowo-goleniowych powoduje gorszą stabilność ciała podczas stania obunóż [346]. Przypuszczać można, że brak właściwej elastyczności tkanek miękkich i koordynacji mięśni stopy i podudzia, a następnie dynamicznej pracy w łańcuchach powięziowych wywołało przytoczony efekt. Z kolei, Zanevskyy i wsp. [361] zbadali zależność ustawienia stóp na platformie i COP. Wykonali u dziesięciu studentów (19-21 lat) 5 prób stania na platformie (CQStab2P), podczas, których pozycja ułożenia stóp za każdym razem była różna. Długość ścieżki COP korelowała istotnie ($p < 0,046$) z przyjmowanym ustawieniem stóp [361]. Wang i Newell [210] sugerują, że wzorce koordynacji między stopami, jak i wewnątrz stopy wpływają na kontrolę postawy ciała, co wykazano na podstawie przemieszczeń COP.

Dodatkowe czynniki zaburzeń równowagi (COP): urazy głowy, kontrola wzrokowa, wiek

Powszechne w sporcie przeciążenia i urazy kończyn dolnych nie są jedynym czynnikiem wpływającym na stabilność postawy. Stwierdzono, że podczas stania obunóż prędkość ścieżki COP była większa u sportowców NCAA po przebytych (6 miesięcy wcześniej) wstrząsach, niż bez urazu. Pół roku po wstrząsie prędkość COP w oscylacji czołowej COP była zaburzona u 60% w staniu obunóż na twardym podłożu, a prędkość COP w oscylacji strzałkowej u 71% w staniu obunóż na miękkim podłożu. Wyniki autorów sugerują, że przebyte urazy głowy u sportowców wpływają na równowagę ciała nawet po 6 miesiącach [335]. Wykazano także zmienione parametry COP u młodych (15-19 lat) mężczyzn ($n=135$) po przebytych wstrząsach mózgu, trenujących rugby. Wzrost przemieszczeń COP nastąpił w osi przednio-tylnej, a zmniejszeniu w osi przyśrodkowo-bocznej w czasie stania jednonóż i obunóż [362]. Inni autorzy wykazali, że po wstrząsach głowy zmiany COP w czasie stania obunóż są najbardziej widoczne krótkoterminowo. U graczy w sportach kontaktowych przemieszczenia COP były istotnie większe do dwóch tygodni po przebytych wstrząsach [363].

Wyniki autorów są zgodne, wykazując powiązania między urazami w odległych miejscach narządu ruchu, a równowagą. Przyszłe badania oceniające równowagę sportowców powinny uwzględniać związki pomiędzy przebytymi urazami kończyn dolnych i wstrząśnieniami-wstrząsami.

Ważne jest również określenie zmienności przemieszczeń COP zależnie od kontroli wzrokowej. Jadczyk i wsp. [197] zaobserwowali w grupie młodych piłkarzy nożnych, że podczas SLB z OO nie występują różnice w utrzymaniu równowagi, stojąc na prawej lub lewej stopie. Pozycje na boisku również nie miały wpływu na kontrolę postawy ciała w teście SLB z OO, w przeciwieństwie do SLB z OZ. Znacznie gorszą równowagę w teście SLB bez kontroli wzrokowej wykazywali bramkarze w porównaniu do pomocników środkowych [197].

U 12 zdrowych, młodych mężczyzn wykazano większy ruch przyśrodkowo-boczny COP, niż przednio-tylni podczas stania tandemowego obunóż z OZ, w porównaniu do OO. Dodatkowo stwierdzono, że kończyna dolna podporowa umieszczona z tyłu wykazywała większą aktywność mięśniową, niż z przodu, niezależnie od kontroli wzrokowej. Autorzy wykazali, że mięśnie podudzia unikatowo wpływały na COP. Mięsień brzuchaty łydki wspomagał utrzymanie pionu ciała, tonizując napięcie jednostajnie, a mięśnie strzałkowy długi i piszczelowy przedni warunkowały oscylację COP w płaszczyźnie czołowej, aktywując się naprzemiennie [364].

Po jednostronnych ćwiczeniach mięśni prostowników stawu kolanowego (skurcze izometryczne i ćwiczenia czynne wolne) zaobserwowano wzrost oscylacji COP podczas stania obunóż z OZ u aktywnych mężczyzn ($n=17$) w średnim wieku $21,5 \pm 2$ lat [365]. Podczas SLB z OZ nastąpił wzrost powierzchni poruszania COP i prędkości przesunięć COP, wywołanych zmęczeniem mięśni zginaczy podszwowych poprzez stanie na palcach. Nie wykazano podobnych zmian w tym samym teście z otwartymi oczami. Ogólnie wykazano, że średnie całkowite COP uległo przesunięciu w kierunku tylnym po ćwiczeniu zginaczy podszwy. Dodatkowo po ćwiczeniach, staw biodrowy i skokowo-goleniowy były bardziej zgięte, niż przed ćwiczeniem. Prawdopodobnie współdziałanie w łańcuchu kinematycznym stawów kończyn dolnych, rekompensowało wykonany wysiłek i pozwalało względnie wspomóc stabilność ciała po zmęczeniu [366]. Z kolei, u młodzieży (10-12 lat) trenującej piłkę nożną wykazano, że stabilność ciała nie zmieniła się zależnie od zamkniętych, czy otwartych oczu [367]. Sugeruje to, że bardzo młodzi sportowcy mają lepszą równowagę, niż nietrenujący nastolatki i dorośli.

W innych doniesieniach wykazano mniejsze wartości pola ścieżki i prędkości poruszania COP podczas stania obunóż z OO, u trenujących lekkoatletykę dzieci i młodzieży do 17. roku życia, niż w odpowiedniej wiekowej grupie kontrolnej. Z kolei, u dorosłych sportowców wykazano, że podczas stania obunóż z OZ prędkość poruszania COP była mniejsza, niż w grupie kontrolnej [346]. Szczególnie osoby trenujące strzelectwo odznaczały się dobrą równowagą. Według autorów największy wpływ na równowagę ciała lekkoatletów miał wiek, a następnie płeć [346]. Opisane wyniki autorów wskazują na dobroczynny wpływ trenowania sportu na balans ciała u młodych [346, 367] i dorosłych osób [346].

Interesujące wyniki przedstawili Aoki i wsp. [368] u osób nietreningujących, podzielonych na przedziały wiekowe od lat najmłodszych do późnej starości. Stwierdzono, że wraz z wiekiem zwiększa się oscylacja COP (kołysanie postawy) i zmniejsza nacisk stopy podczas chodu. Porównane wartości nacisku stóp na podłoże u osób starszych (w wieku ponad 80 lat) były niższe podczas chodu z zamkniętymi oczami, niż z otwartymi [368]. Opisane badanie jest ciekawe, ale nie odnosi się do osób uprawiających sport. Dodatkowo, w badaniach własnych grupa graczy FA obejmowała młode osoby do 35. roku życia. W związku z powyższym wyniki futbolistów bardziej odnoszą się do badań prowadzonych wśród młodych i dorosłych sportowców. U badanych futbolistów stwierdzono jednak, że wiek i wzorce obciążeń przodostopia i tyłostopia, podczas chodu z OO, były skorelowane dodatnio. W przyszłych badaniach dotyczących równowagi ciała u graczy FA można uwzględnić także wpływ wieku na parametry COP.

Na podstawie powyższych wyników autorów można uznać, że rozpoczęcie uprawiania sportu we wczesnym wieku rozwija równowagę. Prawdopodobnie dzięki kontynuacji uprawiania sportu, w przyszłości może wykształcić się lepsza równowaga u ćwiczącej młodzieży i dorosłych. Uprawianie sportu daje obiecujące wyniki stabilizacji ciała w przestrzeni [349].

Z innej strony równowaga w warunkach bez kontroli wzrokowej ulega pogorszeniu u dorosłych osób. Badania równowagi podczas stania na jednej stopie lub obu stopach są na równi dobrą metodą w sytuacji zamkniętych oczu. Porównanie wyników testów z otwartymi i zamkniętymi oczami wykazują poszukiwane dane COP i potrafią wiarygodnie rozróżnić wpływ sportu na równowagę ciała.

Na podstawie przedstawionych badań wykazano, że trenowanie sportu, ćwiczenia fizyczne, przeciążenia mięśni zmieniają balans ciała u osób trenujących różnorodne sporty. Stabilność ciała jest zmienna i zależna od przyjętej pozycji ciała oraz w jakiej znajdują się stopy. Zauważono, że niesymetryczne zmęczenie mięśni kończyn dolnych zaburzało bardziej równowagę, niż symetryczne [353]. Wyniki, te mogą mieć znaczenie dla graczy na wybranych pozycjach sportowych, którzy przeciążają poszczególne mięśnie kończyn dolnych jednostronnie. W niektórych badaniach stwierdzono, że u sportowców różnych dyscyplin sportowych, w tym w grach zespołowych, równowaga jest lepsza, niż u osób nietreningujących, zwłaszcza w staniu obunóż [346, 349]. Badania własne nie potwierdzają tych wyników, ponieważ gracze FA wykazywali podobne wartości COP w staniu obunóż, a dodatkowo gorszą równowagę (COP) podczas stania jednonóż z OO i OZ, w stosunku do nietreningującej grupy kontrolnej.

W niektórych badaniach wykazano, że kontrola postawy z zamkniętymi oczami jest trudniejsza, niż z oczami otwartymi [197, 346, 366]. Badania własne nie obejmowały korelacji

wartości COP u graczy FA w testach z otwartymi i zamkniętymi oczami. Na podstawie porównania otrzymanych danych, zauważono jednak kilka względnych różnic. Długość ścieżki i prędkość przemieszczania COP u graczy FA były większe z OZ, niż z OO podczas stania obunóż. Pole elipsy COP było mniejsze u badanych FA z OZ niż z OO podczas podporu na obu kończynach dolnych. Wszystkie wartości COP u graczy FA uległy wzrostowi podczas stania jednonóż z OZ, w porównaniu do OO. Wartości COP wzrosły w parametrach pole elipsy i długość ścieżki także w grupie kontrolnej w czasie stania obunóż z OZ, w porównaniu do OO.

Gracze FA wykazywali jednak więcej zaburzeń w parametrach COP podczas stania jednonóż z otwartymi oczami, niż z zamkniętymi, porównując do grupy kontrolnej. Być może wynika to z lepszej adaptacji układu proprioceptywnego w warunkach ograniczonego pola widzenia (kask, walka sportowa) podczas gry oraz specyfiki trenowanego sportu, jakim jest futbol amerykański.

Uzyskane wyniki wskazują na konieczność poprawy równowagi u osób trenujących futbol amerykański, szczególnie podczas pozycji stania jednonóż. Co prawda, brak kontroli wzrokowej wiązał się z większymi wychyleniami COP, niż z oczami otwartymi u graczy FA, ale ilość zmienionych parametrów COP była mniejsza, niż przy otwartych oczach, w stosunku do grupy kontrolnej. U graczy FA istnieje konieczność pracy nad stabilizacją ciała. Zalecane jest wprowadzenie ćwiczeń kontroli poszczególnych segmentów narządu ruchu oraz rozwinięcia świadomości działania łańcuchów mięśniowo-powięziowych podczas SLB [364].

Nie zaobserwowano istotnych różnic w wartościach COP między zawodnikami ofensywnymi i defensywnymi podczas stania jednonóż z OO i OZ (zarówno dla stopy prawej, jak i lewej). Być może ten podział był zbyt ogólny, a zbiorcze podobieństwo cech fizycznych zawodników spowodowało brak istotnych różnic między nimi. Wydaje się więc, że ocena wartości COP u zawodników FA powinna być prowadzona bardziej szczegółowo, ze względu na zajmowane, konkretne pozycje na boisku (QB, WR, RB i in.), podobnie jak przeprowadzili badania Jadczyk i zespół [197].

Podsumowując otrzymane wyniki można stwierdzić, że równowaga graczy FA jest dobra podczas stania obunóż, ale podpór jednonóż z OO wpływa bardziej na jej zaburzenia, porównując do grupy kontrolnej. Wysokie wartości COP w grupie badanej zwracają uwagę na gorsze utrzymanie równowagi u zawodników FA, niż u nietrenujących osób podczas SLB. Jednak podczas SLB z OZ zawodnicy FA adaptują się szybciej do warunków i wykazują lepsze zdolności równoważne, niż przy OO.

Pamiętać należy, że znaczenie dla kontroli równowagi i przenoszonych obciążeń na podszwę stopy może mieć także dominacja kończyn dolnych. Ocena ogólnego wpływu

trenowania FA, czy innego sportu jest więc bardziej zasadna, ze względu na brak ograniczeń co do przyczyn, które mogłyby wpłynąć na równowagę gracza. Z kolei sam sposób przeprowadzenia badania powinien być dobrze przemyślany i dobrany. Testy stania jednoonóż wydają się pokazywać więcej różnic międzygrupowych w COP. Stwierdzić można, że asymetryczna postawa ciała zawodników na boisku i jednostronne przeciążenia bardziej zaburzają kontrolę ruchu, niż u zawodników trenujących symetrycznie mięśnie kończyn dolnych, narząd ruchu. Prawidłowa postawa/pozycja stopy i dobra wydolność stawów kończyn dolnych są ważne dla właściwej kontroli ciała i obciążeń przenoszonych na podszwę stopy.

5.4.2.3. Y Balance Test (YBT)

Autorzy zaznaczają, iż wyłączna ocena odchyień COP w testach statycznych nie daje pełnego obrazu kontroli postawy ciała u sportowców gier zespołowych podczas ruchu [352]. Ważna jest również ocena równowagi dynamicznej i przyczyny jej zaburzeń. Jednym ze sposobów jej testowania jest YBT lub SEBT. W niniejszej pracy sprawdzono zależność YBT i obciążeń stóp u graczy FA. Przyglądając się uzyskanym wynikom stwierdzono jednak, że wzorzec obciążeń stóp korelował z YBT w większym stopniu w grupie kontrolnej, niż w badanej. U zawodników FA tylko podczas SLB obciążenie stóp było istotnie zależne z zasięgiem YBT. Im bardziej zawodnicy obciążali przyśrodkowo przodostopie oraz mniej piętę stopy lewej, tym większy był wykrok w kierunku tylnobocznym kończyną dolną prawą (SLB OO). Natomiast w teście SLB bez kontroli wzrokowej tylko obciążenie przyśrodkowej strony przodostopia zwiększało się znacznie podczas wykroku KDP w kierunku tylnoprzyśrodkowym. Na podstawie otrzymanych wyników korelacji można stwierdzić, że u FA równowaga dynamiczna (YBT) w mniejszym stopniu jest zależna od wzorców obciążeń stóp, niż u osób nietrenujących. Równocześnie wykazane zostały obszary stóp narażone na uraz, poprzez przeciążenia w wybranej pozycji gracza podczas podporu jednoonóż i wykroku przeciwległą kończyną dolną. W innym spojrzeniu, powyższe dane mogą sugerować, że im większe dociążenie przyśrodkowo przodostopia, tym lepsze utrzymanie równowagi ciała, pozwalające na większy zasięg tylnoboczny i tylnoprzyśrodkowy YBT przeciwległą kończyną dolną.

Brak jednorodnych badań w tym zakresie pozwoliło jedynie na przytoczenie kilku prac związanych z YBT i różnymi zmiennymi. Denehey i wsp. [337] wykazali, że obciążenie zewnętrzne w postaci standardowo używanego uniformu (6,2 kg) obniża równowagę dynamiczną – YBT u graczy FA. Zaobserwowano, że zmniejszeniu uległ kierunek tylnoboczny YBT dla KDL i KDP oraz przedni dla KDP po założeniu uniformu. Całkowity wynik YBT był także znacząco mniejszy dla KDP. Wykrok kończyną dolną prawą był bardziej ograniczony,

w związku z przenoszonym obciążeniem [337]. Opisane dane świadczą o istnieniu zależności pomiędzy przenoszonym ciężarem, a zasięgiem kończyn dolnych oraz utrzymaniem równowagi dynamicznej ciała. Konieczność wykonania większego wykroku KDP w trakcie walki sportowej może sprzyjać utracie równowagi i upadkom. Zaburzony balans w staniu jedno nogą na kończynie dolnej prawej naraża ją bardziej niż lewą kończynę dolną, na uraz podczas gry.

Zech i wsp. [352] sugerują, że występowanie urazów w sportach zespołowych jest związane z zaburzeniami sensomotorycznymi, które mogą być wynikiem wcześniejszych urazów lub przeciążeń mięśni w wyniku treningów fizycznych. U piłkarzy ręcznych po treningu wysiłkowym całego ciała lub miejscowo, nie stwierdzono zależności między prędkością COP, a wynikami średnich zasięgów YBT. Pomimo zaburzeń kontroli postawy w SLB po zmęczeniu fizycznym, równowaga dynamiczna pozostała zachowana na właściwym poziomie. Ciekawe obserwacje autorzy tłumaczą prawidłowym działaniem mechanizmów sensomotorycznych u zdrowych sporowców podczas dynamicznego ruchu [352].

Z kolei Halabchi i zespół [203] sugerują, że u piłkarzy i koszykarzy ocena balansu w pozycji statycznej bardziej odzwierciedla stan równowagi sportowców, niż YBT. Prawdopodobnie w związku z wytrenowaniem sportowcy lepiej kontrolują postawę ciała podczas dynamicznego ruchu. Ponadto wg autorów wyniki w ocenie statycznej (COP) i dynamicznej (YBT) różnią się i powinny być traktowane oddzielnie [203].

W pracy Hyouk Hyong i wsp. [369] oceniono zależności równowagi dynamicznej i postawy stopy. Porównano trzy czternastoosobowe grupy studentów, podzielone wg kategorii: stopy pronacyjne, supinacyjne i w normie. Autorzy nie wykazali wpływu ukształtowania stopy na wyniki testu równowagi SEBT [145, 369]. Potwierdzono natomiast zależność między YBT i ruchomością stawów skokowo-goleniowych, zakresem zgięcia grzbietowego stopy [204, 305].

Stwierdzono, że w warunkach dynamicznego pomiaru (platforma balansowa), równowaga ciała różniła się znamienne, zarówno między kończynami dolnymi, jak i pozycją na boisku u piłkarzy nożnych. Mianowicie lepsze utrzymanie równowagi obserwowano dla kończyny niedominującej. Zawodnicy na pozycji pomocnik środkowy mieli lepszą równowagę dynamiczną w stosunku do innych pozycji graczy, tj. obrońców, napastników czy pomocników zewnętrznych [197].

Każdy z zasięgów YBT, tj. do przodu, tylnoprzyśrodkowo, czy tylnobocznie może powodować utratę równowagi poprzez wychylenia, jeśli brak jest odpowiedniej stabilizacji ciała, w tym stóp. Utrzymanie pozycji ciała podczas „kołyszących” ruchów i prawidłowe obciążenie stóp zależy od silnego *core stability*, a także w dużym stopniu od wydolności mięśni krótkich stopy i więzadeł stawów skokowo-goleniowych [300, 301, 370]. Wikstron i wsp. [370]

zaobserwowali, że kontrola postawy ciała różni się u osób z niestabilnością stawów skokowo-goleniowych od osób zdrowych. Wzmocnienie stawów skokowo-goleniowych może sprzyjać korekcie postawy poprzez wpływ na ustawienie i mechanikę stawu biodrowego czy kolanowego [371, 372, 373, 374] Silne, krótkie mięśnie stabilizujące staw skokowo-goleniowy wpływają na zmniejszenie obciążeń, przenoszonych poprzez przyczepy ścięgien oraz mięśni wewnątrz stawu [371, 374].

Podsumowując omówione dane stwierdzono, że wyniki YBT mogą nie wykazywać w pełni zaburzeń w równowadze sportowców i różnią się od COP, co jest zgodne z badaniami własnymi. Zaobserwowano w pracach badawczych, że umiejętność zachowania równowagi podczas testu SEBT nie zależała od postawy stopy [145, 369]. Prawdopodobnie u badanych FA równowaga nie była związana z postawą stopy (FPI-6), którą większość zawodników miało prawidłową. Nie zbadano jednak zależności między COP oraz YBT, a FPI-6, czy składowymi tej skali. Obciążenia przodo- i tyłostopia podczas pozycji stania jedno nogą były powiązane z YBT u graczy FA, aczkolwiek sportowcy wykazywali mniej takich zależności, niż osoby nietreningowe. Może to świadczyć o pozytywnym wpływie wytrenowania na równowagę dynamiczną i przenoszone obciążenia przez stopy. Sportowcy trenujący FA wykazują specyficzne zależności pomiędzy rozkładem obciążeń w stopach, a równowagą dynamiczną YBT, odmienne od nietreningowych osób. Zaburzenia równowagi dynamicznej YBT w mniejszym stopniu wpływają na przeciążanie stóp w poszczególnych ich obszarach.

5.4.3. Chód

Kolejną badaną kwestią był rozkład obciążeń stóp, podczas testu dynamicznego, jakim jest chód. W niniejszych badaniach oceniono działanie maksymalnej siły i nacisków stóp oraz czasu ich działania podczas chodu boso. Całkowity czas kontaktu stopy prawej i lewej z podłożem był znacznie krótszy u graczy FA, niż w grupie kontrolnej. Nie zaobserwowano jednak znamienych różnic w wartościach całkowitego czasu podparcia stóp podczas chodu, pomiędzy zawodnikami ofensywnymi i defensywnymi, pomimo tendencji do dłuższego podporu na stopie lewej u graczy ofensywnych.

U graczy FA czas przetaczania stopy lewej (z pięty na przodostopie) był istotnie krótszy w grupie badanej, także ofensywnej i defensywnej, niż w kontrolnej. U zawodników FA i w grupie kontrolnej zaobserwowano także różnicę pomiędzy kończynami dolnymi, przetaczanie stopy prawej było znamienne krótsze niż stopy lewej.

Podczas cyklu chodu maksymalna siła działająca w przodostopiu, śródstopiu i pięcie była znacznie większa u graczy FA, niż u kontroli. Maksymalny nacisk przodostopia obu stóp oraz śródstopia stopy lewej podczas chodu był również większy w grupie badanej, zwłaszcza

u defensywy. W obszarze śródstopia stopy lewej, czas działania siły maksymalnej był znacząco dłuższy u osób z grupy kontrolnej niż w grupie FA, głównie ofensywy. Porównując zawodników ofensywy i defensywy podczas chodu, zauważono jedynie większy nacisk w obszarze śródstopia stopy prawej u graczy obrony.

Otrzymane wyniki wskazują na krótsze czasowe podparcie stóp u graczy FA niż w grupie kontrolnej, a większa maksymalna siła i nacisk działające na stopę podczas chodu są związane równocześnie z większym BMI sporowców.

Przegląd piśmiennictwa wykazał, że najczęściej wzorce obciążeń stóp podczas chodu są rozpatrywane ze względu na typ stopy lub rodzaj stosowanego obuwia i murawy. Istnieje niewystarczająca ilość prac wykazująca obciążenia stóp podczas chodu zależnie od dyscypliny sportowej, jaką jest futbol amerykański. W poniższej części dyskusji przedstawiono ciekawe obserwacje autorów.

Dyscyplina sportowa

Hawrylak i wsp. [316] zaobserwowali, że podczas chodu u sztangistek olimpijskich występuje wzmożone obciążenie przodostopia, podobnie jak u badanych graczy FA. Wykazano także większe asymetrie pomiędzy obciążeniem przodo- i tyłostopia u sportsmenek, niż w grupie kontrolnej. Odmiennie do badań własnych, sztangistki podczas chodu nie wykazywały zależności pomiędzy BMI, a obciążeniem stóp. Przeciwnie, to w grupie kontrolnej pojawiła się silna korelacja pomiędzy naciskiem stopą niedominującą i BMI. Co ważne dla porównania badań, większość sportsmenek miała niewielką tendencję do pronacji stopy [316]. İlhan Odabaş i wsp. [318] w badaniach u golfistów wykazali, że całkowita powierzchnia kontaktu stopy oraz obciążenie stopy podczas chodu w kończynie dominującej – lewej było znacznie większe, niż w przeciwnej (odpowiednio $p=0,04$; $p=0,042$). Stwierdzono, że zawodnicy rugby charakteryzują się znacznie większym naciskiem podeszwowej strony stopy podczas chodu, niż grupa kontrolna osób zdrowych, niećwiczących [323]. Podobnie w badaniach własnych, u futbolistów, głównym obszarem poddanym nadmiernym naciskom podeszwy podczas chodu było zwłaszcza przodostopie obu stóp, a także śródstopie lewe.

Podczas chodu u zawodowych koszykarzy obserwowano w czasie fazy podparcia – *midstance* większe względne obciążenie w obszarze przodo- i śródstopia, a mniejsze w pięcie, w obu stopach. Zwiększonym obciążeniem były objęte najbardziej obszary: strona boczna śródstopia i boczny łuk podłużny obu stóp, porównując zawodników profesjonalnych do rekreacyjnych koszykarzy. Najmniej obciążany obszar stanowiła strona przysrodkowa tyłostopia, podobnie dla stopy prawej i lewej [325]. Podobne wyniki obciążeń bocznej strony stopy podczas chodu w stopach supinacyjnych uzyskali Teyhen i wsp. [375]. W badaniach

potwierdzono także, że często boczna strona stopy jest bardziej obciążana podczas biegów w grach zespołowych, jak koszykówka [325, 376, 377] i piłka nożna [378].

Zaobserwowano, że w grupie biegaczy – sprinterów podczas chodu w fazie *midstance* następuje wzrost obciążenia śródstopia po stronie przyśrodkowej, w porównaniu do biegaczy rekreacyjnych. Stwierdzono równocześnie zmniejszone obciążenie w tyłostopiu po stronie przyśrodkowej i w bocznym łuku podłużnym w obu stopach zawodowych biegaczy [326].

W innych badaniach przeprowadzonych u osób uprawiających wspinaczkę, obserwowano większy średni nacisk w obszarze przodostopia i mniejszy na tyłostopie obu stóp, w porównaniu do kontroli. Autorzy sugerują, że aktywność sportowa jaką jest wspinaczka może wpływać na kształtowanie się łuku poprzecznego stopy [379]. Teyhen i wsp. [375] wykazali, że wysokie ukształtowanie łuku podłużnego stopy jest istotnie związane z przenoszonymi naciskami podeszwy stopy podczas chodu. Autorzy zaobserwowali, że zróżnicowany rozkład obciążeń stopy w dynamicznym ruchu pokrywa się w 60% ze statyczną, wysoką budową łuku przyśrodkowego stopy [375]. Zaburzenia równowagi podczas chodu, prowokowane przez bodźce zewnętrzne wpływają na rozkład obciążeń w stopie, zmienne są zwłaszcza parametry nacisku stopy [380].

Powyżej przedstawione wyniki autorów potwierdzają stwierdzenie Carson i wsp. [68], że rozkład obciążeń stóp może być zależny od uprawianego sportu. Wyniki badań własnych również są zgodne z tą tezą. Gracze FA podobnie, jak inni sportowcy [316, 325, 379] wykazują większe naciski w przodostopiu, śródstopiu, ale w tyłostopiu nie obserwowano różnic, porównując do grupy kontrolnej. Wysokie wartości maksymalnej siły dotyczyły jednak każdego obszaru stóp i były większe u zawodników futbolu, niż u kontroli. Stopy futbolistów podlegają większym obciążeniom podczas chodu niż u nietreningujących osób.

Ukształtowanie stopy

Podobnie, jak w niniejszej pracy, rozkład obciążeń stóp podczas chodu (boso) u graczy FA zbadali Carson i wsp. [68]. Autorzy porównali wzorce obciążeń stóp z prawidłowy (n=16) i z wysokim (n=10) łukiem przyśrodkowym u 26 siedemnastoletnich graczy FA (17,3±0,4 lat – norma; 17,6±0,4 lat – wysoki łuk). Obciążenie podeszwy było oceniane podczas dwóch zadań: chodu i szybkiego obrotu. Zauważono różnice między stopami z prawidłowym, a wysokim łukiem przyśrodkowym u graczy FA. Podczas chodu zaobserwowano znamienne wzrost siły maksymalnej w obszarze przyśrodkowym przodostopia oraz w części bocznej pięty u sportowców z wysokim łukiem podłużnym przyśrodkowym stopy, w porównaniu do łuku w normie. W grupie z prawidłowym łukiem podłużnym stopy, wyższa siła maksymalna była jedynie w obszarze lewego obszaru śródstopia, porównując do wysokiego łuku, jednak różnica

ta nie była istotna statystycznie. Czas kontaktu stopy z podłożem był znamienne dłuższy jedynie w obszarze przyśrodkowym przodostopia w stopach z wysokim łukiem podłużnym przyśrodkowym. Podczas chodu wartości maksymalnego nacisku podeszwy stopy nie były różne między badanymi grupami [68].

Z kolei podczas szybkiego obrotu stopą (*rapid pivoting*) grupa z wysokim łukiem podłużnym prezentowała istotnie zwiększoną maksymalną siłę w środkowej i przyśrodkowej części przodostopia oraz przyśrodkowo w tyłostopiu. W obszarze śródstopia nie obserwowano znacznych różnic u graczy FA z niskim, czy wysokim łukiem przyśrodkowym stopy. Autorzy sugerują, że znaczne skupienie sił maksymalnych przyśrodkowo w przodostopiu oraz pięcie, powoduje przeciążenie w obszarze przyśrodkowym stopy. Narażenie na urazy, wzrasta więc u graczy FA z wysokim łukiem przyśrodkowym, co jest powiązane z brakiem elastyczności, stresem przeciążeniowym, niewydolnością przyśrodkowego kompleksu stopy [68].

Carson i wsp. [68] zaobserwowali najwyższe wartości działania siły (*Force Time Integral*) w środkowym i bocznym obszarze przodostopia podczas chodu u graczy FA z łukiem podłużnym w normie. Dodatkowo stwierdzono, że dla przyśrodkowego obszaru przodostopia siła wzrastała tylko u osób z wysokim łukiem podłużnym stopy. Carson i wsp. [68] sugerują, że u graczy FA z wysokim łukiem podłużnym stopy urazy mogą być związane ze zwiększonym obciążeniem przyśrodkowego obszaru stopy. Maksymalna siła wzrastała najbardziej w obszarze przyśrodkowym tyłostopia i przodostopia w czasie wielokierunkowego ruchu skrętnego stopy „*cutting movement*” [68].

Autorzy zaznaczają, że rozkład obciążeń w stopie może być różny, zależnie od populacji sportowej, ale typ stopy, wydolność łuku podłużnego stopy mogą być pomocnym i skutecznym narzędziem, które rozróżni wzorce obciążeń u konkretnych sportowców [68].

W niniejszej pracy wykazano na podstawie oceny FPI-6, że gracze FA i z grupy kontrolnej mieli w znacznej większości prawidłowo ukształtowaną stopę. Obserwowano jednak różnice międzygrupowe w poszczególnych składowych FPI-6, wskazujące na częstszą pronację u FA. Przypuszczać więc można, że ogólne wyniki rozkładu obciążeń stóp futbolistów powinny być zbliżone do wyników badań osób z prawidłową budową stopy, ale także częsta pronacja stopy może mieć znaczenie.

Buldt i wsp. [122] poruszają kwestię znaczenia wpływu typu stopy na wzorce obciążeń stopy u osób zdrowych. Oceniając parametry obciążeń stóp podczas chodu (*boso*), posłużyli się platformą pedobarograficzną (Emed-x400, Novel GmbH, Munich, Germany). Badacze przyporządkowali zdrowe osoby do 3 grup na podstawie otrzymanych wyników FPI-6. Wśród 92 dorosłych uczestników badania wykazano największe różnice rozkładu obciążeń, zarówno

nacisku, jak i siły, w obszarze przodostopia, między stopami pronacyjnymi i supinacyjnymi. Stopy płaskie miały znamienne niższe wartości maksymalnego nacisku w obszarze 4. i 5. stawu śródstopno-palczkowego (MTPJs), niż prawidłowe i w supinacji [122].

Sánchez-Rodríguez i zespół [381] także zbadali różnice wzorców nacisku stopy (*footscan*), zależnie od typu stopy, również określonego przez FPI-6. Badanie obejmowało 400 uczestników, kobiet i mężczyzn. Wykazano, że w stopach pronacyjnych nacisk na przodostopie, głównie paluch i palce, był większy niż w stopach supinacyjnych. Jednak nacisk na V. głowę śródstopia był wyższy w stopach w supinacji niż w pronacji. Związki między zmiennymi FPI i naciskiem podeszwy nie były znamienne dla obszaru śródstopia i tyłostopia. Autorzy odnotowali, że ze szczegółowych punktów oceny FPI-6, ustawienie pięty w płaszczyźnie czołowej oraz zwłaszcza uwydatnienie w obszarze skokowo-lódkowym było ściśle powiązane z przenoszonymi obciążeniami stóp na podłoże [381].

Inni autorzy stwierdzili, że ryzyko kontuzji u graczy FA może stanowić ukształtowanie stopy, ze względu na różne wzorce obciążeń podeszwy, jakie wykazują stopy prawidłowe, spłaszczone i wydrążone [68, 69]. Potwierdzono, że stopa z obniżonym łukiem, płaska podczas kontaktu z podłożem ma zmniejszone wartości siły i nacisku, w porównaniu do stopy w normie, [68, 382] czy supinacyjnej oraz, że jest lepszym amortyzatorem niż stopa z wysokim łukiem [68, 153]. Autorzy sugerują, iż stopa supinacyjna wykazuje gorszą amortyzację z podłożem, jest mniej elastyczna, sztywniejsza mechanicznie, a rozkład obciążeń nie jest wystarczająco rozproszony, jak w stopie prawidłowej, czy płaskiej [68, 69, 153, 154, 382, 383].

Wykazano, że stopy o spłaszczonym łuku podłużnym mają zwiększony nacisk podeszwy w przyśrodkowym obszarze śródstopia i palucha, a mniejszy w przyśrodkowym obszarze przodostopia, w porównaniu do łuku w normie, podczas stania i chodu [384]. W badaniach własnych gracze FA mieli zwiększony maksymalny nacisk w obszarze przodostopia i śródstopia podczas chodu. Rozkład obciążeń w stopach w pewnym stopniu zgadza się z powyższymi wynikami autorów, wskazując na tendencję do pronacji stóp.

Carson i wsp. [68] sugerują, że zwiększony „stres przeciążeniowy” w przyśrodkowych obszarach stopy supinacyjnej może prowadzić do urazów. Z kolei Williams i wsp. [154] odnotowali u biegaczy z wysokim łukiem podłużnym stopy zwiększone ryzyko urazu boczno-obszaru stopy. Dane te są istotne dla graczy FA wykazujących supinacyjne ukształtowanie stopy.

Potwierdzono, że podczas chodu stopy supinacyjne, wydrążone wykazują dłuższy czas działania maksymalnego nacisku oraz wyższy maksymalny nacisk w obszarze tyłostopia oraz boczno-obszaru przodostopia. Natomiast dla stóp pronacyjnych lub płaskich powyższe parametry oraz czas działania maksymalnej siły, maksymalna siła, a także powierzchnia

kontakty stopy są większe w obszarze przyśrodkowym łuku podłużnego stopy, palucha i środkowym obszarze przodostopia, a mniejsze w obszarze przodostopia przyśrodkowo i bocznie. Niższe wartości obserwowano w czasie działania maksymalnej siły, maksymalnej sile, czasie maksymalnego nacisku oraz powierzchni kontaktu stopy w obszarze palucha i śródstopia dla stóp wydrążonych [172]. W badaniach własnych wykazano, że u graczy FA czas działania maksymalnej siły był znacząco krótszy w śródstopiu lewym, ale odmiennie maksymalna siła była większa w przodostopiu, śródstopiu i pięcie, niż u nietreningujących. Podobnie do osób z pronacją stóp [172], u badanych zawodników defensywnych maksymalny nacisk był wyraźnie większy dla obszaru śródstopia podczas chodu.

Buldt i wsp. [172] zaobserwowali, że podczas chodu, zależnie od typu stopy, COP może być odchylony bardziej bocznie lub przyśrodkowo, odpowiednio dla stóp supinacyjnych lub pronacyjnych. W badaniach własnych nie wykazano różnic w długości ścieżki COP podczas fazy podparcia w chodzie pomiędzy futbolistami i nietreningującymi. Jednak w obu grupach, u większości badanych, stopy były w normie wg FPI-6.

Chuckpaiwong i wsp. [125] dokonali porównania wzorców obciążeń podszwowych w stopie prawidłowej (n=34) i z obniżonym łukiem przyśrodkowym (n=16), podczas chodu i biegu. Grupę stanowiło 50 zdrowych osób, u których w bucie została umieszczona specjalna wkładka, zbierająca informacje o przenoszonych obciążeniach przez stopę. Maksymalna siła działająca na przyśrodkowy obszar śródstopia była różna zależnie od typu stopy i wykonywanej aktywności. Porównując rodzaje stóp, w płaskiej zaobserwowano mniejszą maksymalną siłę i nacisk w obszarze bocznym przodostopia, niż w prawidłowej. Autorzy sugerują, że mniejsze obciążenie bocznej części stopy płaskiej zmniejsza ryzyko złamania w tym obszarze. Stwierdzono także, że kontakt podeszwy stopy z podłożem, zwłaszcza obszar przyśrodkowy śródstopia, jest zwiększony w stopach płaskich, porównując do stóp w normie. Natomiast oceniając obciążenia podczas biegu wykazano wzrost maksymalnej siły i nacisku w każdym obszarze stopy w porównaniu do chodu. Stwierdzono także zwiększenie powierzchni kontaktu (*contact area*) stopy płaskiej, poza tyłostopem [125].

Interesujące badania podczas chodu z obciążeniem pełnym ekwipunkiem, wśród wojskowych, przeprowadzili Goffar i wsp. [385]. Jest to ciekawe, ponieważ zawodnicy futbolu amerykańskiego również przenoszą większe obciążenia związane z uniformem. Zbadano grupę 115 osób, niejednorodną płciowo (97. mężczyzn i 18. kobiet), w średnim wieku 31,3 lat. Wyodrębniono 3 grupy porównawcze: z stopami w normie, spłaszczonym i wysokim łukiem podłużnym przyśrodkowym. Badani wykonywali próby chodu z ekwipunkiem (uniform) oraz dodatkowym ciężarem 20 kg i 40 kg. W żadnym z typów stopy nie stwierdzono istotnych

zmian w rozkładzie siły maksymalnej w stopie podczas chodu, w zależności od wzrostu ciężaru. Bez względu na przenoszony ciężar, w stopach prawidłowych i o spłaszczonym łuku przyśrodkowym zaobserwowano zwiększoną siłę maksymalną w obszarze palucha. Z kolei w stopach supinacyjnych stwierdzono wzrost siły maksymalnej w przyśrodkowym obszarze przedniej części stopy. Większa siła maksymalna była w obszarze przyśrodkowym przodostopia dla stóp z wysokim łukiem podłużnym oraz w obszarze przyśrodkowym śródstopia dla stóp spłaszczonych [385]. Wyniki te sugerują, że warunki obciążenia uniformem mogą nie mieć żadnego wpływu na rozkład obciążenia stóp, nie tylko u wojskowych, ale także u zawodników FA, w przeciwieństwie do typu stopy. Przypuszczać można, że stopa płaska, przeciążana w obszarze palucha może prowadzić do urazów typu *turf toe* [385]. Z kolei Carson i wsp. [68] sugerują, że rozkład obciążeń w stopach różnił się nie tylko głównie ze względu na typ łuku, ale jest też zależny od uprawianej aktywności sportowej.

Obuwie

Znaczna część prac badawczych poświęconych obciążeniom stóp koncentruje się na projektowaniu konstrukcji obuwia dla FA. Istotne jest dopasowanie nie tylko rozmiaru, typu, wzoru, materiału, ale przede wszystkim amortyzacji podłoża. Ważna jest więc dobra znajomość najbardziej obciążanych rejonów stóp. Okholm i wsp. [386] sugerują, że optymalny projekt buta sportowego powinien być poprzedzony oceną nacisku podeszwy stopy, aby ograniczyć narażenie na uraz. Tym bardziej, iż subiektywne odczucia komfortu piłkarzy nożnych w butach typu *kork* nie są wystarczające i w pełni zgodne z badanym rozkładem obciążeń w stopie [386].

Taylor i wsp. [124] zbadali obciążenia stóp w obuwiu u nastoletnich ($14,7 \pm 1,8$ lat) graczy futbolu amerykańskiego ($n=20$). Badania wykonano w dwóch typach obuwia: typu *turf* (na sztuczną murawę) i standardowe *korki*. W butach zostały umieszczone specjalne wkładki pomiarowe, zbierające dane o działających na stopę obciążeniach. Podczas zadania pchania z oporem, u sportowców w *korkach* zaobserwowano zwiększenie siły działającej w obszarach: palców stopy (*lesser toes*), w przodostopiu (bocznie i na środku), w śródstopiu (przyśrodkowo i bocznie). Natomiast siła działająca na obszar palucha uległa zmniejszeniu podczas wykonywanego zadania, w porównaniu do buta *turf*. Obciążenie w obszarze bocznego przodostopia oraz śródstopia - przyśrodkowo i bocznie było także większe w butach typu *kork*. Z kolei obciążenie stopy w obszarze palucha i przyśrodkowym przodostopia było mniejsze w *korkach*, niż w butach *turf*. Zróżnicowanie dystrybucji obciążeń, zależnie od rodzaju butów, wskazują, że wyniki te należy traktować oddzielnie [124]. Obserwacje autorów mogą być pomocne w profilaktyce urazów, ich leczeniu i fizjoterapii [68, 124]. Według Carson i wsp. [68], badania w obuwiu i boso nie mogą być jednak na równi traktowane, ponieważ wykazują

różniące się obciążenia stóp, szczególnie podczas ruchów obrotowych i wielokierunkowych (ang. *pivoting, cutting*).

Rodzaj murawy

Zauważono, że wzorce obciążeń stóp mogą być różne nie tylko ze względu na rodzaj obuwia oraz wykonywanego ruchu, ale też murawy. Porównując profile obciążenia podeszwy na naturalnej i syntetycznej powierzchni wykazano, że młodzi sportowcy ($16,9 \pm 0,9$ lat) mieli zwiększony maksymalny punkt nacisku w obszarze małych palców i środkowym przodostopia na sztucznej murawie [387]. U graczy FA zaobserwowano znaczny wzrost obciążenia przodostopia podczas ruchów ścinania w obuwiu typu *kork* z murawą naturalną, w porównaniu do powierzchni syntetycznej [387]. Podobnie Queen i wsp. [388] zaobserwowali zwiększenie obciążenia w obszarze przodostopia, porównując różne rodzaje obuwia typu *kork* podczas wykonania manewru ścinania. Autorzy zalecają zwiększenie amortyzacji w części przedniej stopy w celu jej odciążenia i zapobiegania urazom [388]. Z kolei na murawie syntetycznej, w podobnym teście stwierdzono zwiększenie maksymalnego punktu nacisku po stronie bocznej stopy, w porównaniu do naturalnego podłoża [389]. Badania Ford [387] i Orendurff [389] z zespołami, wykazały zbliżony rozkład nacisków obszarów podeszwy na podłożu w podobnych butach - korkach. Badania własne przedstawiają wyniki uzyskane w warunkach laboratoryjnych, bez obuwia i tak należy je interpretować. Pomimo różnic w warunkach badania, w niniejszej pracy, zaobserwowano, analogicznie do badań Ford'a i wsp. [387] oraz Queen'a i wsp. [388], że w warunkach dynamicznych (chodu), gracze FA mieli zwiększone obciążenie w obszarze przodostopia.

W innych badaniach odnotowano jednak, że nie wszystkie wyniki rozkładu sił i nacisków stóp podczas chodu, czy biegu w linii prostej będą korespondować z wartościami otrzymanymi podczas wielokierunkowych ruchów [68, 378]. Eils i wsp. [328] zbadali 21 piłkarzy nożnych, w wieku $25,5 \pm 1,8$ lat, podczas różnych aktywności sportowych. Autorzy zaobserwowali wyższy procent całkowitego obciążenia stopy oraz nacisk w obszarze przyśrodkowym stopy podczas ruchów wielokierunkowych wymagających ścięcia, w porównaniu do biegu [328]. Z kolei Queen i wsp. [378] wykazali dodatkowo, że zmiana prędkości, przyspieszenie ruchu zwiększa nacisk na środkowy obszar przodostopia.

Kolejni autorzy sugerują, że trening biegowy może sprzyjać nadmiernym obciążeniom bocznego obszaru stopy [315], co może mieć znaczenie dla zawodników FA, na pozycji biegacz. Hawrylak i wsp. [315] wykazali, że u osób trenujących biegi maratońskie ($n=43$) zmniejszeniu ulega nacisk na obszar przyśrodkowy stopy podczas chodu, zarówno w kończynie dominującej, jak i nie dominującej. Ponadto badacze wskazują na istnienie korelacji pomiędzy wartościami

BMI, a wzorcami nacisków stóp na podłoże u maratończyków, zwłaszcza dla dominującej kończyny dolnej [315]. Girard i wsp. [390] także zbadali, czy trening wysiłkowy wpływa na rozkład obciążeń stóp. Badania przeprowadzono u 12. piłkarzy nożnych. Badani wykonywali na sztucznej murawie sprint sześciokrotnie na dystansie 35 m, z 10 sekundowym odpoczynkiem. W obuwiu umieszczono wkładkę pomiarową. Odnotowane przez autorów wyniki nie wskazują jednak na znamienne zmiany wzorców nacisku w obszarze stóp, zależnie od przebytej odległości podczas sprintu i wielkości zmęczenia [390]. Być może brak zmian obciążeń stóp u piłkarzy nożnych wynika z krótkotrwałego zmęczenia podczas sprintu, w przeciwieństwie do trenowanych, długich czasowo biegów maratończyków. Znaczenie może mieć także stosowane obuwie.

Azevedo i wsp. [391] podobnie, jak Hawrylak i wsp. [315] wskazują na większe obciążenie obszaru bocznego stóp, gdzie grupą badaną byli piłkarze nożni w średnim wieku 16 lat. Pomiarzy zebrano podczas testów dynamicznych, jak bieg oraz ruch wielokierunkowy podczas ścinania „*cutting movements*”. Zwraca uwagę zwiększony maksymalny nacisk w obszarze 5. głowy kości śródstopia, co może sugerować ryzyko przeciążeń w tym rejonie stopy. Autorzy zauważają jednak, że odpowiednie obuwie jest w stanie skorygować nadmierne obciążenia stopy na tym poziomie wiekowym drużyny. Wyniki wykazują, że młodzi piłkarze mają podobne cechy obciążeń stóp, jak dorośli zawodnicy. W związku z powyższym autorzy zalecają wprowadzenie wczesnej profilaktyki ewentualnych urazów u młodych graczy [391].

Powyżej opisane wyniki badań wskazują na różnorodne obciążenia stopy podczas chodu, zależnie od: jej ukształtowania, wysokości łuku przysiódkowego, obuwia, rodzaju murawy, przenoszonych ciężarów i przede wszystkim aktywności sportowej. W badaniach własnych, pomimo występujących stóp pronacyjnych i supinacyjnych, większość zawodników FA miało stopy w normie, podobnie, jak w grupie kontrolnej. Niniejsza praca skupiała się na ocenie obciążeń stóp w zależności od uprawianej dyscypliny sportowej, jaką jest futbol amerykański. Być może u polskich graczy FA w przyszłych pracach badawczych powinien zostać uwzględniony podział ze względu na typ stopy lub stosowane obuwie, aby sprawdzić zależności z obciążeniem stóp i narażenie na urazy w tym kierunku.

Wielu autorów określa wpływ aktywności fizycznej i cech sportowca na stan funkcjonalny stóp. Podczas chodu pojawiły się specyficzne wzorce obciążeń stóp, typowe dla graczy FA. Często budowa strukturalna stóp zawodników ulega zmianom i wpływa na rozkład przenoszonych przez stopę obciążeń. Kliniczne znaczenie wyników badań własnych jest istotne pod względem rozpoznania sportowców narażonych na urazy, zwłaszcza wyszczególnionych ze względu na pozycje sportowe. Badania stóp w warunkach statycznych

i dynamicznych powinny być włączone do badań przesiewowych, co może pomóc zapobiegać urazom kończyn dolnych, przeciążeniom stóp i utracie równowagi podczas zadań sportowych.

5.4.4. Zależność wzorców obciążeń stóp i cech osobniczych

W powyższych podrozdziałach dyskusji opisano kluczową część pracy. Wykazano wpływ trenowanego sportu, różnych form ćwiczeń na stan funkcjonalny i wzorce obciążeń stóp. W niniejszej pracy zdecydowano się także odpowiedzieć na pytanie, czy cechy osobnicze futbolistów mogą mieć wpływ na funkcję podporowo-nośną stopy, a dokładniej na rozkład nacisków i sił działających na stopę.

Wpływ cech antropometrycznych na obciążenie stóp

Autorzy prac badawczych potwierdzają, iż cechy osobnicze, takie jak: wiek, płeć, masa ciała, czy wartości wskaźnika BMI mogą mieć wpływ na rozkład obciążeń w stopie [313, 314, 316, 329, 392]. W badaniach własnych do oceny korelacji wieku oraz BMI z obciążeniem stóp, posłużono się wartościami maksymalnej siły i maksymalnego nacisku z obszaru przodostopia, śródstopia i tyłostopia obu stóp, podczas chodu.

W niniejszych badaniach zaobserwowano, że u badanych futbolistów wraz z wiekiem zwiększała się siła maksymalna w obszarze przodostopia i tyłostopia KDP i KDL. Podobnie, maksymalny nacisk podeszwy był większy w tyłostopiu obu kończyn dolnych, u starszych zawodników FA. W grupie kontrolnej wykazano jednak, że maksymalny nacisk lewej pięty ulegał zmniejszeniu wraz z wiekiem.

Wyniki Pomarino i wsp. [314] poruszają kwestię różnic obciążeń stóp zależnie od wieku, u osób zdrowych. Oceny dokonano w pozycji stania obunóż, boso. Wykazano, że średnie obciążenie przodostopia stopy lewej wynosiło prawie 20% u dzieci od 2. do 6. roku życia, nieco ponad 28% u dzieci od 7. do 10. roku życia oraz niemal 40% u młodzieży, dorosłych i starszych osób (11-69 lat) Zaobserwowano, że średnie obciążenie stopy prawej wynosiło, odpowiednio do wymienionych grup wiekowych, 22,6%, 29,7%, 39,6%. Na podstawie przedstawionych danych stwierdzono, że wraz z wiekiem wzrasta średnie obciążenie przodostopia u osób zdrowych. U osób dorosłych obciążenie przodostopia prawej i lewej stopy było prawie identyczne [314]. Niemniej ograniczeniem wymienionych badań wydaje się być zbyt szeroki zakres wiekowy grup dorosłych i starszych uczestników.

Inni badacze zaznaczają występowanie różnic obciążeń stóp zależnie od wieku w sportach zespołowych. Hotfiel i wsp. [313] zbadali piłkarzy nożnych w różnym wieku podczas biegu w obuwiu sportowym. Wykazano, że młodzi zawodnicy, 15-16 letni, obciążają znacznie bardziej boczny obszar stopy, w kończynie dolnej niedominującej, porównując do dominującej. Maksymalny nacisk był zwiększony zwłaszcza w obszarach 4. i 5. głowy kości śródstopia oraz

bocznego obszaru śródstopia. Wyniki te mogą sugerować przyczyny urazów przeciążeniowych stóp u młodzieży trenującej gry zespołowe. Rozpatrując wyniki dorosłych graczy, powyżej 20. roku życia, nie stwierdzono istotnych asymetrii w rozkładzie obciążeń i nacisków stóp [313].

Inne spojrzenie na przyczyny zmian w obciążeniach stóp opisali Helili i wsp. [393]. Odnotowali oni, że wraz z wiekiem zmienia się twardość tkanek miękkich podszwowej powierzchni stopy. Wykazano, że większa twardość tkanek miękkich w obszarze tyłostopia (przyśrodkowo i bocznie) oraz strony bocznej śródstopia wpływa na wzrost średnich nacisków podczas chodu w tych rejonach stopy [393].

Wyniki badań własnych wydają się być częściowo zgodne z obserwacjami Pomarino i wsp. [314] oraz Helili i wsp. [393]. U zawodników FA wraz z wiekiem zwiększała się maksymalna siła działająca na przodostopie i tyłostopie obu stóp, a także maksymalny nacisk na tyłostopie prawej i lewej KD podczas chodu.

Uznając, iż płeć może mieć wpływ na wzorce obciążeń stóp, badania własne uwzględniały jednorodną płciowo grupę sportowców FA. Znaczenie różnic w obciążeniu stóp u kobiet i mężczyzn zaznaczają także Tuna i wsp. [329]. Wśród zdrowej młodzieży (n=50), w średnim wieku 14 lat (13-15 lat), wykonano badania pedobarografii, zarówno w testach statycznych, podczas stania obunóż, jak i dynamicznych, podczas chodu. Zauważono istotne różnice w obciążeniach stóp u dziewcząt i chłopców ($p < 0,05$). Dziewczęta bardziej docierały obszar przyśrodkowy przodostopia stopy prawej i palce w stosunku do chłopców. Natomiast chłopcy wykazywali większe naciski w obszarze śródstopia stopy lewej. Porównując wartości pomiędzy naciskiem stopy lewej i prawej nie zaobserwowano znamienych różnic w ich rozkładzie podczas stania u młodzieży obu płci. Podczas chodu całkowita powierzchnia kontaktu stopy prawej z podłożem była znamienne większa u chłopców, w porównaniu do dziewcząt. Z kolei u dziewcząt obserwowano, wzrost maksymalnego nacisku w obszarze przyśrodkowym przodostopia stopy lewej podczas chodu [329]. Nieco inne dane przedstawili Murphy i wsp. [394], w badaniach przeprowadzonych u 50 sportowców trenujących: hokej na lodzie, *lacrosse*, koszykówkę i piłkę nożną. Nie wykazano istotnych różnic międzypłciowych w rozkładzie nacisków stóp oraz powierzchni kontaktu obszaru śródstopia podczas chodu [394]. Przeciwnie, wśród 100 zdrowych, dorosłych osób, wykazano, że kobiety miały zwiększony maksymalny nacisk w obszarze przodostopia, palców i palucha oraz obszaru przyśrodkowego stopy, w porównaniu do grupy mężczyzn, zarówno podczas testu stania, jak i chodu. Kobiety i mężczyźni wykazali w wymienionych testach największy maksymalny nacisk w obszarze śródstopia, a wartość COP była stała dla obu płci podczas chodu [395]. Przedstawione wyniki

autorów potwierdzają celowość badań w jednorodnych płciowo grupach, ze względu na występujące różnice przenoszonych obciążeń w stopach.

Zawodnicy FA zależnie od zajmowanej pozycji na boisku mogą charakteryzować się inną budową ciała. Jednym z istotnych elementów jest masa ciała, która z reguły u liniowych zawodników jest wyższa, niż u szybciej poruszających się biegaczy. Ważnym wydaje się więc ocena obciążeń stóp ze względu na wartość BMI zawodnika. W badaniach własnych zaobserwowano, że wraz ze wzrostem wartości BMI graczy FA wzrastał maksymalny nacisk w przodostopiu i pięcie obu stóp oraz w śródstopiu prawym podczas chodu. Zawodnicy z wyższymi wartościami BMI wykazywali także wyższe wartości maksymalnej siły działającej w śródstopiu i pięcie obu stóp, a także w przodostopiu prawym.

Ogólnie opisując, wzrost BMI wpływał więc na każdy obszar stopy prawej (przodostopie, śródstopie, tyłostopie) biorąc pod uwagę zarówno maksymalną siłę, jak i nacisk. Wzrost wartości BMI powodował zwiększenie maksymalnej siły i nacisku w pięcie stopy lewej. Jednak zależność wartości wskaźnika BMI dla śródstopia lewego wykazano tylko w parametrze maksymalnej siły, a dla przodostopia lewego, tylko dla maksymalnego nacisku.

Podobnie istotne korelacje między BMI, a działającą siłą i naciskiem w obszarze stóp opisali Birtane i współautorzy [396] oraz Tuna i współautorzy [329].

Zaobserwowano, że u osób otyłych pierwszego stopnia ($n=25$), zwiększeniu ulega maksymalny nacisk w obszarze przodostopia obu stóp, w stosunku do osób z wartościami BMI w normie ($n=25$). Zwiększała się u nich także powierzchnia kontaktu stopy z podłożem oraz siła całkowita nacisku na podeszwy stóp, w porównaniu do grupy kontrolnej z prawidłowymi wartościami BMI. Wykazano dodatnią korelację między BMI, a powierzchnią kontaktu stopy z podłożem ($r=0,33$, $p=0,019$) oraz siłą całkowitą podeszwy stopy ($r=0,50$, $p=0,000$) [396]. W innych badaniach u młodzieży, stwierdzono silną korelację między masą ciała i wartościami BMI, a maksymalnymi naciskami stopy ($r=0,87$; $r=0,83$). Zaobserwowano umiarkowaną korelację stosunku powierzchni kontaktu stopy z podłożem, a pomiarem masy ciała i BMI podczas stania obunóż ($r=0,63$; $r=0,59$) i podczas chodu ($r=0,64$; $r=0,54$) [329]. W badaniach Hawrylak i współautorów [397] dokonano porównania piłkarzy nożnych z grupą osób nietreningujących. Zauważono znamienne różnice w obciążeniach obu stóp. Potwierdzono, że w grupie kontrolnej średni nacisk stopy w kończynie dolnej dominującej korelował z wartościami BMI [397]. Z kolei u sztangistek olimpijskich Hawrylak z zespołem [316] zaobserwowali istotne korelacje pomiędzy BMI zawodniczek, a średnim i maksymalnym naciskiem stóp w kończynie dolnej niedominującej (pozycja statyczna). Odmiennie niż we wcześniejszych badaniach [397], nie zaobserwowano istotnych zależności pomiędzy BMI i obciążeniami stóp w grupie kontrolnej

[316]. Tománková i współautorzy [398] zaobserwowali u kobiet z nadwagą, że wyższe wartości BMI korelują z większym naciskiem przodostopia i śródstopia, zwłaszcza obszaru bocznego, ale tyłostopie od strony przyśrodkowej jest mniej obciążane. Z kolei inne wyniki badań potwierdziły wzrost przenoszonych obciążeń w bocznym obszarze przodostopia u osób z nadwagą ($n=17$) podczas chodu, w stosunku do osób z prawidłowym BMI [399]. Dodatkowo stwierdzono, że wraz z wydłużaniem czasu chodu następował zwiększony nacisk w obszarze śródstopia. Zaobserwowano zmniejszony maksymalny nacisk w obszarze palucha i przyśrodkowego obszaru pięty podczas chodu u osób z nadmierną masą ciała [399].

Stwierdzono, że specyficzne wzorce obciążeń stóp u graczy rugby wskazują na brak odpowiedniej stabilności stopy [323]. Autorzy zaznaczają, że wiązać się to może z budową zawodników, w tym zwiększoną masą ciała, a także z nadmiernym napięciem mięśnia trójgłowego łydki, który jest przeciążany często w tej grze. Adaptacje do rugby, mogą wpływać na zmiany rozkładu obciążeń w podeszwie stóp i pośrednio wpływać na wzrost patologii i urazów w kończynach dolnych (kości, mięśni, stawów) [323]. Podobieństwo uprawianego sportu rugby i futbolu amerykańskiego oraz cech fizycznych zawodników może sugerować występowanie u nich podobnie, unikatowych wzorców obciążeń stóp.

Birtane i współautorzy [396] wykazali, że w czasie chodu osoby otyłe obciążały znacznie bardziej śródstopie, niż zdrowi uczestnicy badania. Badacze podkreślają jednak, że wzrost maksymalnego nacisku w środkowym obszarze stopy był jedynym parametrem, który rozróżniał porównywane grupy w warunkach dynamicznych, tj. chodzie. Wartości BMI i nacisku stopy korelowały dodatnio między sobą ($r=0,32$; $p=0,025$) [396].

Zgodnie z wynikami autorów zwiększony nacisk w obszarze śródstopia, zależnie od wysokich wartości BMI, obserwowano także w badanej grupie FA w KDP, odmiennie jednak zależność ta nie występowała w KDL. Należy zauważyć ponadto, że korelacja występowała również w innych obszarach stopy, co wymieniono powyżej. Mianowicie większe BMI wpłynęło na większy nacisk całej stopy prawej oraz przód i tył stopy lewej u graczy FA. W grupie kontrolnej wykazano jednak, że BMI dodatnio korelowało z maksymalnym naciskiem w obszarze śródstopia w obu stopach i przodostopia prawego, co jest bardziej zbliżone do badań powyższych autorów. Oznacza to, że gracze FA wykazywali odmienne zależności BMI i rozkładu maksymalnych nacisków i sił w stopach, porównując do osób nietreningujących.

Podsumowując wymienione wyniki autorów i własne, potwierdzono, że wiek, płeć i BMI miały znaczenie dla rozkładu obciążeń stóp, działającej maksymalnej siły i nacisku u badanych graczy FA. Kryteria doboru uczestników do badań powinny uwzględniać podział na podobną wiekowo i jednorodną płciowo grupę sportową. Sportowcy wykazywali specyficzne zależności między

BMI i obciążeniem stóp, inne niż zdrowe i niećwiczące osoby. Ważne jest, aby przykładać dużą wagę do monitorowania wartości wzorców obciążeń stóp zależnie od wartości BMI zawodników. Ocena taka pozwoli weryfikować odstępstwa od prawidłowego kształtowania się stóp i powstawanie patologicznych rozkładów obciążeń w ich obszarze [329].

6. WNIOSKI

6.1. Wnioski o charakterze ogólnym

1. Cechy antropometryczne, tj. wiek i BMI graczy FA nie wpływają na ukształtowanie stóp, ale mają znaczenie dla rozkładu obciążeń w stopach podczas chodu. Starszy wiek badanych futbolistów sprzyja zwiększeniu maksymalnej siły i maksymalnego nacisku w obszarze pięt oraz działaniu większej maksymalnej siły w obszarze przodostopia (prawego i lewego) podczas chodu. Wysoki wskaźnik BMI wpływa istotnie na wzrost przenoszonych maksymalnych sił i nacisków obu stóp, zwłaszcza w każdym obszarze stopy prawej.
2. Trenowanie futbolu amerykańskiego wpływa na urazowość kończyn dolnych, a urazy stóp stanowią 1/10 z nich. Istnieje potrzeba wzmocnienia kompleksu więzadłowo-mięśniowego stóp.
3. Uprawianie futbolu amerykańskiego wpływa na ukształtowanie stóp. U zawodników FA wykazano częstsze występowanie pronacji stóp, niż supinacji w porównaniu do grupy kontrolnej.
4. Czas uprawiania futbolu amerykańskiego nie ma znaczenia dla kształtowania się postawy stopy u badanych zawodników.
5. Uprawianie futbolu amerykańskiego nie wpływa na wzorce obciążeń stóp podczas stania obunóż z otwartymi i zamkniętymi oczami oraz podczas stania jednoonóż na KDL z otwartymi oczami, porównując grupę badaną do kontrolnej.
6. Uprawianie futbolu amerykańskiego wpływa na pogorszenie funkcji podporowo-nośnej stóp. U graczy FA istnieje ryzyko przeciążenia pięty prawej i potrzeba dociążania przodostopia obu stóp w czasie przyjmowania pozycji jednoonóżnych podczas walki sportowej oraz skraca podpór i wpływa na szybsze przetaczanie stóp podczas chodu. We wszystkich obszarach stóp działa znacznie wzmożona maksymalna siła, porównując do nietrenujących osób podczas chodu. Przodostopie obu stóp i śródstopie lewe podlegają większym średnim maksymalnym naciskom podczas chodu u futbolistów, niż w grupie kontrolnej.
7. Pozycja gracza ma znaczenie dla urazowości stóp. Zależnie od pozycji sportowej występują odmienne zmiany w ukształtowaniu stóp i wzorcach obciążeń stóp.
 - 7a. Zawodnicy ofensywni dwukrotnie częściej niż defensywni doznają urazów stóp, częściej wykazują pronacyjną postawę stopy lewej, większą różnicę zasięgu wychylenia w przód między kończynami dolnymi, większe narażenie na uraz KDL związany z zaburzeniem równowagi dynamicznej oraz mniejsze obciążenie przyśrodkowo przodostopia stopy prawej, podczas stania jednoonóż z otwartymi i zamkniętymi oczami.
 - 7b. Zawodnicy defensywni częściej niż ofensywni wykazują pronacyjne ukształtowanie stopy prawej, większe ryzyko urazu KKD związane z zaburzeniem równowagi dynamicznej oraz podczas chodu. Są także bardziej narażeni na przeciążenia śródstopia prawego.
8. Trenowanie FA wpływa niejednolicie na profil obciążeń stóp u zawodników ofensywnych i defensywnych, w porównaniu do grupy kontrolnej.

8a. Istnieje konieczność poprawy czucia głębokiego i dociężenia stopy lewej w czasie stania obunóż z zamkniętymi oczami u zawodników ataku. Rozkład obciążeń stopy lewej, wskazuje na zwiększone ryzyko kształtowania się stopy pronującej lewej u ofensywy, w stosunku do kontroli. Zawodnicy ofensywni są bardziej narażeni na przeciążenia bocznej strony tyłostopia prawego i zaburzenia równowagi ciała w związku z mniejszym obciążeniem przodostopia prawego, niż nietreningowe osoby.

8b. Podczas chodu zawodnicy defensywni są bardziej narażeni na przeciążenia – nadmierne naciski przodostopia i śródstopia obu stóp, niż grupa kontrolna. Na pozycji ofensywnej występuje skrócony „średni czas działania maksymalnej siły w czasie podparcia stopy” podczas chodu, w śródstopiu lewym, co wskazuje na konieczność pracy nad dysbalansem rozkładu obciążeń na stopy.

8c. W grupach ofensywnej i defensywnej występuje równocześnie mniejsze obciążenie przyśrodkowo przodostopia stopy lewej i zwiększone kołysanie postawy ciała. Zarówno gracze ofensywy, jak i defensywy znacznie szybciej wykonują przetaczanie stopy lewej podczas chodu, w stosunku do grupy kontrolnej, co może być spowodowane potrzebą odciążenia osłabionej stopy i zachowania dobrej równowagi.

9. Zaburzenia równowagi wpływają na rozkład obciążeń stóp u graczy futbolu amerykańskiego. Wzorce obciążeń stóp u zawodników FA są zmienne w testach wymagających kontroli balansu ciała i utrzymania równowagi, tj. stanie jednonóż i chód, w porównaniu do grupy nietreningowej.
10. Uprawianie futbolu amerykańskiego wpływa na zaburzenia równowagi dynamicznej ciała, co sugeruje zwiększone ryzyko urazów kończyn dolnych, w tym stóp. U futbolistów w czasie wykroku w tył prawą kończyną dolną, istnieje ryzyko przeciążeń obszaru przyśrodkowej strony przodostopia lewego.
11. Wyższe wartości kołysania postawy ciała wskazują, że zaburzenia równowagi są większe u futbolistów, niż w grupie kontrolnej, podczas pozycji jednonóż z otwartymi i zamkniętymi oczami. Utrzymanie równowagi ciała podczas testu stania jednonóż jest lepsze z oczami zamkniętymi niż otwartymi, co wskazuje na dobrą adaptację do zmieniających się warunków środowiskowych z ograniczonym polem widzenia.

6.2 Wnioski o charakterze aplikacyjnym

1. U starszych zawodników FA zaleca się częstszą kontrolę i profilaktykę obciążeń stóp.
2. W związku z wpływem zwiększonej masy ciała na ryzyko przeciążeń stóp u futbolistów, kompleksowy trening powinien zawierać także elementy służące zoptymalizowaniu wartości BMI.
3. Badania wskazują na potrzeby: profilaktyki ukształtowania stóp i przeciążanych obszarów stóp, kontroli wskaźnika BMI oraz poprawy równowagi ciała futbolistów.

4. W związku z częstymi urazami stóp i narażeniem na ich przeciążenia statyczne, wskazana jest praca nad stabilnością stawów stopy i funkcją podporową stopy, szczególnie u zawodników ataku.
5. Sportowcy powinni dociążyć przodostopie podczas pozycji jednoonóż, aby poprawić rozkład obciążeń w stopie i równowagę.
6. Zwłaszcza u zawodników defensywy powinno dążyć się do niwelowania nadmiernych obciążeń stóp podczas chodu.
7. W związku ze stwierdzonym ryzykiem urazów na tle zaburzeń równowagi dynamicznej, sugeruje się rozważenie przydatności testów przesiewowych wykrywających te zaburzenia u FA jako ważny element profilaktyki urazów kończyn dolnych.
8. U futbolistów należy stosować indywidualnie dobrane obuwie, najczęściej przeciwpronacyjne.

PIŚMIENNICTWO

1. Collins T. Unexceptional exceptionalism: The origins of American football in a transnational context. *Journal of Global History*, 2013; 8(2):209-30.
2. Muczyński D., Krajewska-Kułak E., Guzowski A. Ocena narażenia na kontuzje oraz preferowanych zachowań zdrowotnych w grupie zawodników futbolu amerykańskiego. *Pielęgniarstwo Chirurgiczne i Angiologiczne*, 2013; 4:125–33.
3. Pincivero D.M., Bompa T.O. A physiological review of American football. *Sports Med.* 1997;23(4):247-60.
4. Chandran A., Morris S. N., Powell J.R., Boltz A.J., Robison H.J., Collins C.L. Epidemiology of Injuries in National Collegiate Athletic Association Men's Football: 2014-2015 Through 2018-2019. *J Athl Train.* 2021; 56(7):643-50.
5. McGuine T. A., Hetzel S., Wilson J., Brooks A. The effect of lace-up ankle braces on injury rates in high school football players. *Am J Sports Med.* 2012; 40(1):49-57.
6. National Federation of State High School Associations. 2018-19 High School Athletics Participation Survey. https://www.nfhs.org/media/1020412/2018-19_participation_survey.pdf. Accessed August 28, 2019.
7. Fullagar H.H.K., McCunn R., Murray A. Updated Review of the Applied Physiology of American College Football: Physical Demands, Strength and Conditioning, Nutrition, and Injury Characteristics of America's Favorite Game. *Int J Sports Physiol Perform.* 2017; 12(10):1396-403.
8. Iguchi J., Yamada Y., Kimura M., Fujisawa Y., Hojo T., Kuzuhara K., Ichihashi N. Injuries in a Japanese Division I collegiate american football team: a 3-season prospective study. *J Athl Train.* 2013; 48(6):818-25.
9. Walczak M., Manikowski W., Gajewska E., Galasińska K. Urazy w obrębie stawu kolanowego u sportowców trenujących futbol amerykański. *Pielęgniarstwo Polskie.* 2012; 4(46):181–6.
10. Spałek A., Trybulec B., Wodka-Natkaniec E., Barłowska-Trybulec M. Causes and differentiation of injuries depending on the positions taken on the pitch among American Football players in Poland. *J Sports Med Phys Fitness.* 2021; 61(12):1636-43.
11. Ridan T., Kubrak M., Stanek A., Berwecki A., Hładki W. Charakterystyka urazów kończyn dolnych w grupie zawodników futbolu amerykańskiego. Doniesienie wstępne. Characteristics of lower limb injuries in the group of American football players. Preliminary report. *Ostry Dyżur.* T. 10, nr 4, 2017; 113-8.

12. Lewis M.G., "Theodore Roosevelt's Role in the 1905. Football Controversy," *The Research Quarterly* 40, no.4 (1969): 717-24.
13. Dick R., Ferrara M.S., Agel J., Courson R., Marshall S.W., Hanley M.J., Reifsteck F. Descriptive epidemiology of collegiate men's football injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2003-2004. *J Athl Train.* 2007; 42(2):221-33.
14. Professional Football Researchers Association: *Camp and His Followers: American Football 1876 -1889. W: The Journey to Camp: The Origins of American Football to 1889.* https://www.profootballresearchers.org/articles/Camp_And_Followers.pdf
15. Watterson, J.S. "The Gridiron Crisis of 1905: Was It Really a Crisis?" *Journal of Sport History* 27, no.2 (2000): 291–8.
16. Wilkinson B. *Football, Winning Offense.* Sports Illustrated 2012.
17. Goodell R. *Official Playing Rules Of The National Football League - 2021.*
18. https://pl.wikipedia.org/wiki/Polska_Liga_Futbolu_Amerykańskiego (access 12.02.2021)
19. <http://www.pzfa.pl/> Futbol amerykański (access 24.06.2018)
20. https://pl.wikipedia.org/wiki/Futbol_amerykański (access 22.02.2021)
21. Leutzinger T.J., Gillen Z.M., Miramonti A.M., McKay B.D., Mendez A.I., Cramer J.T. Anthropometric and Athletic Performance Combine Test Results Among Positions Within Grade Levels of High School-Aged American Football Players. *J Strength Cond Res* 2018; 32(5):1288-96.
22. Stockwell D.W., Blalock R., Podell K., Marco R.A.W. At-Risk Tackling Techniques in American Football. *Orthop J Sports Med.* 2020; 8(2):2325967120902714.
23. Turnagöl H.H. Body composition and bone mineral density of collegiate American football players. *J Hum Kinet.* 2016; 51:103-12.
24. Bosch T.A., Carbuhn A.F., Stanforth P.R., Oliver J.M., Keller K.A., Dengel D.R. Body Composition and Bone Mineral Density of Division 1 Collegiate Football Players: A Consortium of College Athlete Research Study. *J Strength Cond Res.* 2019; 33(5):1339-46.
25. Dengel D.R., Bosch T.A., Burruss T.P., Fielding K.A., Engel B.E., Weir N.L., Weston T.D. Body composition and bone mineral density of national football league players. *J Strength Cond Res.* 2014; 28(1):1-6.
26. Kramer W.J., Torine J.C., Silvestre R., French D.N., Ratamess N.A., Spiering B.A., Hatfield D.L., Vingren J.L., Volek J.S. Body size and composition of National Football League players. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2005; 19(3):485-9.

27. Kirsch J.M., Burrus M.T., Bedi A. Common Injuries in Professional Football Quarterbacks. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2018; 11(1):6-11.
28. Radel L.C., Kobelski G.P., O'Brien M.J., Meehan W.P., Sugimoto D. Youth American football quarterback injuries: a descriptive study of 15 years of retrospective data. *Phys Sportsmed.* 2020; 48(4):463-8.
29. Kaplan L.D., Flanigan D.C., Norwig J., Jost P., Bradley J. Prevalence and variance of shoulder injuries in Elite Collegiate Football Players. *The American Journal of Sports Medicine* 2005; 33(8):1142-6.
30. Provencher M.T., Chahla J., Sanchez G., Cinque M.E., Kennedy N.I., Whalen J., Price M.D., Moatshe G., LaPrade R.F. Body Mass Index Versus Body Fat Percentage in Prospective National Football League Athletes: Overestimation of Obesity Rate in Athletes at the National Football League Scouting Combine. *J Strength Cond Res.* 2018; 32(4):1013-9.
31. Lareau C.R., Hsu A.R., Anderson R.B. Return to Play in National Football League Players After Operative Jones Fracture Treatment. *Foot Ankle Int.* 2016; 37(1):8-16.
32. Lynch T.S., Saltzman M.D., Ghodasra J.H., Bilimoria K.Y., Bowen M.K., Nuber G. Acromioclavicular Joint Injuries in the National Football League. *Epidemiology and Management. The American Journal of Sports Medicine* 2013; 41(12):2904-8.
33. Wodka-Natkaniec E., Niedźwiedzki Ł., Pawłowska J., Zyznawska J., Świtoń A. Current reports on foot and ankle injuries of American football players. *Medycyna Sportowa;* 2021; 37(4):207-16.
34. Gibbs D.B., Lynch T.S., Nuber E.D., Nuber G.W. Common Shoulder Injuries in American Football Athletes. *Curr Sports Med Rep.* 2015; 14(5):413-9.
35. Złotkowska R., Skiba M., Mroczek A., Bilewicz-Wyrozumska T., Król K., Lar K., Zbrojkiewicz E. Negatywne skutki aktywności fizycznej oraz uprawiania sportu. (Negative effects of physical activity and sports training). *Hygeia Public Health;* 2015; 50(1):41-6.
36. Zech A., Wellmann K. Perceptions of football players regarding injury risk factors and prevention strategies. *PLoS One;* 2017; 12(5):e0176829.
37. George E., Harris A.H., Dragoo J.L., Hunt K.J. Incidence and risk factors for turf toe injuries in intercollegiate football: data from the national collegiate athletic association injury surveillance system. *Foot Ankle Int.* 2014; 35(2):108-15.

38. Jastifer J.R., McNitt A.S., Mack C.D., Kent R.W., McCullough K.A., Coughlin M.J., Anderson R.B. Synthetic Turf: History, Design, Maintenance, and Athlete Safety. *Sports Health*. 2019; 11(1):84-90.
39. Johnson E.C., Ganio M.S., Lee E.C., Lopez R.M., McDermott B.P., Casa D.J., Maresh C.M., Armstrong L.E. Perceptual responses while wearing an American football uniform in the heat. *J Athl Train.*; 2010; 45(2):107-16.
40. Keen M.L., Miller K.C., Zuhl M.N. Thermoregulatory and Perceptual Effects of a Percooling Garment Worn Underneath an American Football Uniform. *J Strength Cond Res*. 2017; 31(11):2983-91.
41. Armstrong L.E., Johnson E.C., Casa D.J., Ganio M.S., McDermott B.P., Yamamoto L.M., Lopez R.M., Emmanuel H. The American football uniform: uncompensable heat stress and hyperthermic exhaustion. *J Athl Train.*; 2010; 45(2):117-27.
42. Launstein E.D., Miller K.C., O'Connor P., Adams W.M., Abrego M.L. American football uniforms elicit thermoregulatory failure during a heat tolerance test. *Temperature (Austin)*. 2021; 8(3):245-53.
43. Krohn A.R., Sikka R., Olson D.E. Heat Illness in Football: Current Concepts. *Curr Sports Med Rep*. 2015; 14(6):463-71.
44. Jastifer J., Kent R., Crandall J., Sherwood C., Lessley D., McCullough K.A., Coughlin M.J., Anderson R.B. The Athletic Shoe in Football. *Sports Health*. 2017; 9(2):126-31.
45. Daneshvar D.H., Baugh C.M., Nowinski C.J., McKee A.C., Stern R.A., Cantu R.C. Helmets and mouth guards: the role of personal equipment in preventing sport-related concussions. *Clin Sports Med*. 201; 30(1):145-63.
46. Liewers W.B., Adamic P.F. Incidence and Severity of Foot and Ankle Injuries in Men's Collegiate American Football. *Orthop J Sports Med*. 2015; 3(5):2325967115581593.
47. Mihalik J.P., Chandran A., Powell J.R., Roby P.R., Guskiewicz K.M., Stemper B.D., Shah A.S., Rowson S., Duma S., Harezlak J., Rigger L., Broglio S.P., McAllister T.W., McCrea M., CARE Consortium Investigators. Do Head Injury Biomechanics Predict Concussion Clinical Recovery in College American Football Players? *Ann Biomed Eng*. 2020; 48(11):2555-65.
48. Harte D., Paterson A. The fastest field sport in the world: A case report on 3-dimensional printed hurling gloves to help prevent injury. *J Hand Ther*. 2018; 31(3):398-410.

49. Pietrosimone B., Golightly Y.M., Mihalik J.P., Guskiewicz K.M. Concussion Frequency Associates with Musculoskeletal Injury in Retired NFL Players. *Med Sci Sports Exerc.* 2015; 47(11):2366-72.
50. Hanson A., Jolly N.A., Peterson J. Safety regulation in professional football: Empirical evidence of intended and unintended consequences. *J Health Econ.* 2017; 53:87-99.
51. McHugh M.P., Cosgrave C.H. To stretch or not to stretch: the role of stretching in injury prevention and performance. *Scand J Med Sci Sports.* 2010; 20(2):169-81.
52. McCunn R., Fullagar H.H.K., Williams S., Halseth T.J., Sampson J.A., Murray A. The Influence of Playing Experience and Position on Injury Risk in NCAA Division I College Football Players. *Int J Sports Physiol Perform.* 2017; 12(10):1297-304.
53. Bayram J.M., Hamilton D.F., Saunders D.H. Epidemiology of American Football Injuries at Universities in the United Kingdom. *Orthop J Sports Med.* 2020; 8(10):2325967120960206.
54. Mack C.D., Kent R.W., Coughlin M.J., Shiue K.Y., Weiss L.J., Jastifer J.R., Wojtys E.M., Anderson R.B. Incidence of Lower Extremity Injury in the National Football League: 2015 to 2018. *Am J Sports Med.* 2020; 48(9):2287-94.
55. Lynall R.C., Mauntel T.C., Pohlig R.T., Kerr Z.Y., Dompier T.P., Hall E.E., Buckley T.B. Lower Extremity Musculoskeletal Injury Risk After Concussion Recovery in High School Athletes. *J Athl Train.* 2017; 52(11):1028-34.
56. Howell D.R., Osternig L.R., Chou L.S. Adolescents demonstrate greater gait balance control deficits after concussion than young adults. *Am J Sports Med.* 2015; 43(3):625–32.
57. Brooks M.A., Peterson K., Biese K., Sanfilippo J., Heiderscheidt B.C., Bell D.R. Concussion Increases Odds of Sustaining a Lower Extremity Musculoskeletal Injury After Return to Play Among Collegiate Athletes. *Am J Sports Med.* 2016; 44(3):742-7.
58. Herman D.C., Jones D., Harrison A., Moser M., Tillman S., Farmer K., Pass A., Clugston J.R., Hernandez J., Chmielewski T.L. Concussion May Increase the Risk of Subsequent Lower Extremity Musculoskeletal Injury in Collegiate Athletes. *Sports Med.* 2017; 47(5):1003-10.
59. Dubose D.F., Herman D.C., Jones D.L., Tillman S.M., Clugston J.R., Pass A., Hernandez J.A., Vasilopoulos T., Horodyski M., Chmielewski T.L. Lower Extremity Stiffness Changes after Concussion in Collegiate Football Players. *Med Sci Sports Exerc.* 2017; 49(1):167-72.

60. Sinnott R., Maddela R.L., Bae S., Best T. The effect of dietary supplements on the quality of life of retired professional football players. *Glob J Health Sci.* 2012; 22;5(2):13-26.
61. Bosch T.A., Burruss T.P., Weir N.L., Fielding K.A., Engel B.E., Weston T.D., Dengel D.R. Abdominal body composition differences in NFL football players. *J Strength Cond Res.* 2014; 28(12):3313-9.
62. Malina R.M., Morano P.J., Barron M., Miller S.J., Cumming S.P., Kontos A.P., Little B.B. Overweight and obesity among youth participants in American football. *J Pediatr.* 2007; 151(4):378-82.
63. Mathews E.M., Wagner D.R. Prevalence of overweight and obesity in collegiate American football players, by position. *J Am Coll Health.* 2008; 57(1):33-8.
64. Pryor J.L., Huggins R.A., Casa D.J., Palmieri G.A., Kraemer W.J., Maresh C.M. A profile of a National Football League team. *J Strength Cond Res.* 2014; 28(1):7-13.
65. Lockie R.G., Farzad J., Orjalo A.J., Giuliano D.V., Moreno M.R., Wright G.A. A Methodological Report: Adapting the 505 Change-of-Direction Speed Test Specific to American Football. *J Strength Cond Res.* 2017; 31(2):539-47.
66. Geßlein M., Frodl A., Millrose M., Biber R., Bail H.J., Wolpert A.K. Wie gefährlich ist American Football im deutschen Amateurbereich? Eine positionsbezogene Verletzungsanalyse über vier Spielzeiten [How dangerous is American football in a German amateur league? An injury analysis according to playing position over a period of four seasons]. *Unfallchirurg.* 2020; 123(6):473-8.
67. Ameer M.A., Muaidi Q.I. Influence of increasing knee flexion angle on knee-ankle varus stress during single-leg jump landing. *J Taibah Univ Med Sci.* 2017; 12(6):497-503.
68. Carson D.W., Myer G.D., Hewett T.E., Heidt R.S. Jr, Ford K.R. Increased plantar force and impulse in American football players with high arch compared to normal arch. *Foot (Edinb).* 2012; 22(4):310-4.
69. Powell D.W., Long B., Milner C.E., Zhang S. Frontal plane multi-segment foot kinematics in high- and low-arched females during dynamic loading tasks. *Hum Mov Sci.* 2011; 30(1):105-14.
70. Ekstrand J., Lundqvist D., Lagerbäck L., Vouillamoz M., Papadimitiou N., Karlsson J. Is there a correlation between coaches' leadership styles and injuries in elite football teams? A study of 36 elite teams in 17 countries. *Br J Sports Med.* 2018; 52(8):527-31.

71. Turbeville S.D., Cowan L.D., Asal N.R., Owen W.L., Anderson M.A. Risk factors for injury in middle school football players. *Am J Sports Med.* 2003; 31(2):276-81.
72. Pryor J., Larson A., DeBeliso M. The Prevalence of Depression and Concussions in a Sample of Active North American Semi-Professional and Professional Football Players. *J Lifestyle Med.* 2016; 6(1):7-15.
73. Fransen K., Haslam S.A., Steffens N.K., Mallett C.J., Peters K., Boen F. Making 'us' better: High-quality athlete leadership relates to health and burnout in professional Australian football teams. *Eur J Sport Sci.* 2020; 20(7):953-63.
74. Chinn L., Hertel J. Rehabilitation of ankle and foot injuries in athletes. *Clin Sports Med.* 2010; 29(1):157-67.
75. Morris T.P., McCracken C., Baggish A., Weisskopf M., Zafonte R., Taylor H.A., Nadler L.M., Speizer F.E., Pascual-Leone A. Multisystem afflictions in former National Football League players. *Am J Ind Med.* 2019; 62(8):655-62.
76. Churchill T.W., Krishnan S., Weisskopf M., A Yates B., Speizer F.E., Kim J.H., Nadler L.E., Pascual-Leone A., Zafonte R., Baggish A.L. Weight Gain and Health Affliction Among Former National Football League Players. *Am J Med.* 2018; 131(12):1491-8.
77. Gökler O., Koçak İ., Aydoğan E., Karanfil I., Baş C. Evaluation of Benign Paroxysmal Positional Vertigo in American Football Players. *J Int Adv Otol.* 2018; 14(2):295-8.
78. Nguyen V.T., Zafonte R.D., Chen J.T., Kponee-Shovein K.Z., Paganoni S., Pascual-Leone A., Speizer F.E., Baggish A.L., Taylor H.A. Jr, Nadler L.M., Courtney T.K., Connor A., Weisskopf M.G. Mortality Among Professional American-Style Football Players and Professional American Baseball Players. *JAMA Netw Open.* 2019; 2(5):e194223.
79. Manley G., Gardner A.J., Schneider K.J., Guskiewicz K.M., Bailes J., Cantu R.C., Castellani R.J., Turner M., Jordan B.D., Randolph C., Dvořák J., Hayden K.A, Tator C.H., McCrory P., Iverson G.L. A systematic review of potential long-term effects of sport-related concussion. *Br J Sports Med.* 2017; 51(12):969-77.
80. Roberts A.L., Taylor H.A. Jr, Whittington A.J., Zafonte R.D., Speizer F.E., Pascual-Leone A., Baggish A., Weisskopf M.G. Race in association with physical and mental health among former professional American-style football players: findings from the Football Players Health Study. *Ann Epidemiol.* 2020; 51:48-52.e2.
81. Webner D., Iverson G.L. Suicide in professional American football players in the past 95 years. *Brain Inj.* 2016; 30(13-14):1718-21.

82. Gardner R.C., Hess C.P., Brus-Ramer M., Possin K.L., Cohn-Sheehy B.I., Kramer J.H., Berger M.S., Yaffe K., Miller B., Rabinovici G.D. Cavum Septum Pellucidum in Retired American Pro-Football Players. *J Neurotrauma*. 2016; 33(1):157-61.
83. Plessow F., Pascual-Leone A., McCracken C.M., Baker J., Krishnan S., Baggish A., Connor A., Courtney T.K., Nadler L.M., Speizer F.E., Taylor H.A., Weisskopf M.G., Zafonte R.D., Meehan W.P., III. Self-Reported Cognitive Function and Mental Health Diagnoses among Former Professional American-Style Football Players. *J Neurotrauma*. 2020; 37(8):1021-8.
84. Jones M.B. Injuries and home advantage in the NFL. *Springerplus*. 2016; 5(1):1734.
85. Grashow R.G., Roberts A.L., Zafonte R., Pascual-Leone A., Taylor H., Baggish A., Nadler L., Courtney T.K., Connor A., Weisskopf M.G. Defining Exposures in Professional Football: Professional American-Style Football Players as an Occupational Cohort. *Orthop J Sports Med*. 2019; 7(2):2325967119829212.
86. Westermann R.W., Kerr Z.Y., Wehr P., Amendola A. Increasing Lower Extremity Injury Rates Across the 2009-2010 to 2014-2015 Seasons of National Collegiate Athletic Association Football: An Unintended Consequence of the "Targeting" Rule Used to Prevent Concussions? *Am J Sports Med*. 2016; 44(12):3230-6.
87. Tirabassi J., Brou L., Khodae M., Lefort R., Fields S.K., Comstock R.D. Epidemiology of High School Sports-Related Injuries Resulting in Medical Disqualification: 2005-2006 Through 2013-2014 Academic Years. *Am J Sports Med*. 2016; 44(11):2925-32.
88. Willigenburg N.W., Borchers J.R., Quincy R., Kaeding C.C., Hewett T.E. Comparison of Injuries in American Collegiate Football and Club Rugby: A Prospective Cohort Study. *Am J Sports Med*. 2016; 44(3):753-60.
89. King H., Campbell S., Herzog M., Popoli D., Reisner A., Polikandriotis J. Epidemiology of Injuries in High School Football: Does School Size Matter? *J Phys Act Health*. 2015; 12(8):1162-7.
90. Hsu A.R., Anderson R.B. Foot and Ankle Injuries in American Football. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*. 2016; 45(6):358-67.
91. Krill M.K., Hoffman J., Yang J., Hodax J.D., Owens B.D., Hewett T.E. Previous foot injuries associated with a greater likelihood of Achilles tendon ruptures in professional American football players. *Phys Sportsmed*. 2018; 46(3):342-8.
92. Mehran N., Photopoulos C.D., Narvy S.J., Romano R., Gamradt S.C., Tibone J.E. Epidemiology of Operative Procedures in an NCAA Division I Football Team Over 10 Seasons. *Orthop J Sports Med*. 2016; 4(7):2325967116657530.

93. Robbins S.M., Bodnar C., Donatien P., Mirza R., Zhao Z.Y., Hoerber S., Naidu D., Redelmeier A., Steele R.J., Shrier I. The Influence of Time of Season on Injury Rates and the Epidemiology of Canadian Football Injuries. *Clin J Sport Med.* 2021; 31(6):e453-9.
94. Smart B.J., Haring R.S., Asemota A.O., Scott J.W., Canner J.K., Nejm B.J., George B.P., Alsulaim H., Kirsch T.D., Schneider E.B. Tackling causes and costs of ED presentation for American football injuries: a population-level study. *Am J Emerg Med.* 2016; 34(7):1198-204.
95. Häggglund M., Waldén M., Atroshi I. Preventing knee injuries in adolescent female football players—design of a cluster randomized controlled trial [NCT00894595]. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2009; 10:75.
96. Waldén M., Atroshi I., Magnusson H., Wagner P., Häggglund M. Prevention of acute knee injuries in adolescent female football players: cluster randomised controlled trial. *BMJ.* 2012; 344:e3042.
97. Ezechieli M., Berger S., Siebert C.H., Miltner O. Injury rates of the German Women's American Football National Team from 2009 to 2011. *Orthop Rev (Pavia).* 2012; 4(3):e28.
98. Orchard J.W. Men at higher risk of groin injuries in elite team sports: a systematic review. *Br J Sports Med.* 2015; 49(12):798-802.
99. Tak I.J., Langhout R.F., Groeters S., Weir A., Stubbe J.H., Kerkhoffs G.M. A new clinical test for measurement of lower limb specific range of motion in football players: Design, reliability and reference findings in non-injured players and those with long-standing adductor-related groin pain. *Phys Ther Sport.* 2017; 23:67-74.
100. Lamplot J.D., Matava M.J. Thigh Injuries in American Football. *Am J Orthop (Belle Mead NJ).* 2016; 45(6):E308-E318.
101. Reurink G., Tol J.L., de Vos R.J. Acute hamstringbleasures bij sporters [Acute hamstring injuries in athletes]. *Ned Tijdschr Geneesk.* 2014; 159:A8152.
102. Jacobsen P., Witvrouw E., Muxart P., Tol J.L., Whiteley R. A combination of initial and follow-up physiotherapist examination predicts physician-determined time to return to play after hamstring injury, with no added value of MRI. *Br J Sports Med.* 2016; 50(7):431-9.
103. Whiteley R., van Dyk N., Wangensteen A., Hansen C. Clinical implications from daily physiotherapy examination of 131 acute hamstring injuries and their association with running speed and rehabilitation progression. *Br J Sports Med.* 2018; 52(5):303-10.

104. Zvijac J.E., Toriscelli T.A., Merrick S., Kiebzak G.M. Isokinetic concentric quadriceps and hamstring strength variables from the NFL Scouting Combine are not predictive of hamstring injury in first-year professional football players. *Am J Sports Med.* 2013; 41(7):1511-8.
105. Elliott M.C., Zarins B., Powell J.W., Kenyon C.D. Hamstring muscle strains in professional football players: a 10-year review. *Am J Sports Med.* 2011; 39(4):843-50.
106. Franettovich Smith M.M., Bonacci J., Mendis M.D., Christie C., Rotstein A., Hides J.A. Gluteus medius activation during running is a risk factor for season hamstring injuries in elite footballers. *J Sci Med Sport.* 2017; 20(2):159-63.
107. Hides J.A., Walsh J.C., Smith M.M.F., Mendis M.D. Self-Managed Exercises, Fitness and Strength Training, and Multifidus Muscle Size in Elite Footballers. *J Athl Train.* 2017; 52(7):649-55.
108. Tyler T.F., McHugh M.P., Mirabella M.R., Mullaney M.J., Nicholas S.J. Risk factors for noncontact ankle sprains in high school football players: the role of previous ankle sprains and body mass index. *Am J Sports Med.* 2006; 34(3):471-5.
109. Thomson A., Whiteley R., Bleakley C. Higher shoe-surface interaction is associated with doubling of lower extremity injury risk in football codes: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2015; 49(19):1245-52.
110. Wannop J.W., Luo G., Stefanyshyn D.J. Footwear traction and lower extremity noncontact injury. *Med Sci Sports Exerc.* 2013; 45(11):2137-43.
111. Daack C.W., Senchina D.S. A Field Study of Low-Top vs. Mid-Top vs. High-Top American Football Cleats. *Sports.* 2014; 2(4):85-98.
112. Venesky K., Docherty C.L., Dapena J., Schrader J. Prophylactic ankle braces and knee varus-valgus and internal-external rotation torque. *J Athl Train.* 2006; 41(3):239-44.
113. Mai H.T., Alvarez A.P., Freshman R.D., Chun D.S., Minhas S.V., Patel A.A., Nuber G.W., Hsu W.K. The NFL Orthopaedic Surgery Outcomes Database (NO-SOD): The Effect of Common Orthopaedic Procedures on Football Careers. *Am J Sports Med.* 2016; 44(9):2255-62.
114. Erickson B.J., Harris J.D., Heninger J.R., Frank R., Bush-Joseph C.A., Verma N.N., Cole B.J., Bach B.R. Performance and return-to-sport after ACL reconstruction in NFL quarterbacks. *Orthopedics.* 2014; 37(8):e728-34.
115. Jack R.A., Sochacki K.R., Gardner S.S., McCulloch P.C., Lintner D.M., Cosculluela P.E., Varner K.E., Harris J.D. Performance and Return to Sport After Achilles Tendon Repair in National Football League Players. *Foot Ankle Int.* 2017; 38(10):1092-9.

116. Crain J.M., Phancao J.P. Imaging of Turf Toe. *Radiol Clin North Am.* 2016; 54(5):969-78.
117. Iacovelli J.N., Yang J., Thomas G., Wu H., Schiltz T., Foster D.T. The effect of field condition and shoe type on lower extremity injuries in American Football. *Br J Sports Med.* 2013; 47(12):789-93.
118. Romansky N. Addressing Heel Pain In Football Players. *Podiatry Today.* 2015; 28(11):58 – 63.
119. Anandacoomarasamy A., Barnsley L. Long term outcomes of inversion ankle injuries. *Br J Sports Med.* 2005; 39(3):e14.
120. Emery C.A., Pasanen K. Current trends in sport injury prevention. *Best Pract Res Clin Rheumatol.* 2019; 33(1):3-15.
121. Buldt A.K., Murley G.S., Butterworth P., Levinger P., Menz H.B., Landorf K.B. The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. *Gait Posture.* 2013; 38(3):363-72.
122. Buldt A.K., Forghany S., Landorf K.B., Levinger P., Murley G.S., Menz H.B. Foot posture is associated with plantar pressure during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. *Gait Posture.* 2018; 62:235-40.
123. Halabchi F., Hassabi M. Acute ankle sprain in athletes: Clinical aspects and algorithmic approach. *World J Orthop.* 2020; 11(12):534-58.
124. Taylor J.B., Nguyen A.D., Griffin J.R., Ford K.R. Effects of turf and cleat footwear on plantar load distributions in adolescent American football players during resisted pushing. *Sports Biomech.* 2018; 17(2):227-37.
125. Chuckpaiwong B., Nunley J.A., Mall N.A., Queen R.M. The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. *Gait Posture.* 2008 Oct;28(3):405-11.
126. Menz H.B. Biomechanics of the Ageing Foot and Ankle: A Mini-Review. *Gerontology.* 2015; 61(4):381-8.
127. Żak E. Fazy chodu i aktywność mięśniowa, *Physiotherapy and Medicine*, 2015.
128. Dodelin D, Tourny C, L'Hermette M. The biomechanical effects of pronated foot function on gait. An experimental study. *Scand J Med Sci Sports.* 2020; 30(11):2167-77.
129. Flores D.V., Mejía Gómez C., Fernández Hernando M., Davis M.A., Pathria M.N. Adult Acquired Flatfoot Deformity: Anatomy, Biomechanics, Staging, and Imaging Findings. *Radiographics.* 2019; 39(5):1437-60.

130. Jenkyn T.R., Anas K., Nichol A. Foot segment kinematics during normal walking using a multisegment model of the foot and ankle complex. *J Biomech Eng.* 2009; 131(3):034504.
131. Xiao S., Zhang X., Deng L., Zhang S., Cui K., Fu W. Relationships between Foot Morphology and Foot Muscle Strength in Healthy Adults. *Int J Environ Res Public Health.* 2020; 17(4):1274.
132. Knapik D.M., Trem A., Sheehan J., Salata M.J., Voos J.E. Conservative Management for Stable High Ankle Injuries in Professional Football Players. *Sports Health.* 2018; 10(1):80-4.
133. Bochenek A., Reicher M. *Anatomia człowieka. Tom 1.* Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 1997; 564-580, 919-35.
134. Lang L.M. The anatomy of the foot. *Baillieres Clin Rheumatol.* 1987; 1(2):215-40.
135. Manganaro D., Dollinger B., Nezwek T.A., Sadiq N.M. *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Foot Joints.* 2021 Sep 20. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2022.
136. Schunke M., Schunke E., Schumacher U., Voll M., Wesker K. *Prometeusz. Atlas anatomii człowieka. Tom. 1. Anatomia ogólna i układ mięśniowo-szkieletowy.* MedPharm, Wrocław: 2009.
137. Dubin J.C., Comeau D., McClelland R.I., Dubin R.A., Ferrel E. Lateral and syndesmotoc ankle sprain injuries: a narrative literature review. *J Chiropr Med.* 2011; 10(3):204-19.
138. Nery C., Baumfeld D., Umans H., Yamada A.F. MR Imaging of the Plantar Plate: Normal Anatomy, Turf Toe, and Other Injuries. *Magn Reson Imaging Clin N Am.* 2017; 25(1):127-44.
139. Babu D., Bordoni B. *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Medial Longitudinal Arch of the Foot.* 2021 Aug 11. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2022.
140. Perry J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function,* Slack Incorporated, Thorofare, NJ, USA, 1992.
141. Kasperczyk T. *Wady postawy ciała. Diagnostyka i leczenie.* Wyd. Kasper, Kraków 2004.
142. Ebel - Paprotny G. *Fizjoterapia.* Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2012.

143. Puszczałowska-Lizis E. The main research directions of the foot structure and function and their evolution- literature review. *Prz Med Uniw Rzesz Inst Leków*, 2011; 9(4): 407-15.
144. Morrison K.E., Kaminski T.W. Foot characteristics in association with inversion ankle injury. *J Athl Train*. 2007; 42(1):135-42.
145. Jaszczur-Nowicki J., Bukowska J., Kruczkowski D., Spieszny M., Pieniążek M., Mańko G. Analysis of students' foot pressure distribution on the ground, as well as their body balance before and after exercise. *Physical education of students*. 2020; 24(4):194-200.
146. Jaszczur-Nowicki J., Kruczkowski D., Bukowska J.M. Analysis of the distribution of foot force on the ground before and after a kinaesthetic stimulation. *Journal of Kinesiology and Exercise Sciences*, 2019; 86 (29):19–27.
147. Alahmari K.A., Kakaraparthi V.N., Reddy R.S., Samuel P.S., Tedla J.S., Rengaramanujam K., Ahmad I., Sangadala D.R., Mukherjee D. Foot Posture Index Reference Values among Young Adults in Saudi Arabia and Their Association with Anthropometric Determinants, Balance, Functional Mobility, and Hypermobility. *Biomed Res Int*. 2021; 2021:8844356.
148. Kuo Y.L., Liu Y.S.F. The foot posture index between elite athletic and sedentary college students. *Kinesiology*. 2017; 49(2):202-7.
149. Buldt A.K., Forghany S., Landorf K.B., Murley G.S., Levinger P., Menz H.B. Centre of pressure characteristics in normal, planus and cavus feet *J Foot Ankle Res*. 2018; 11:3.
150. Cobb S.C., Tis L.L., Johnson J.T., Wang Y.T., Geil M.D., McCarty F.A. The effect of low-mobile foot posture on multi-segment medial foot model gait kinematics. *Gait Posture*. 2009; 30(3):334-9.
151. Hagedorn T.J., Dufour A.B., Riskowski J.L., Hillstrom H.J., Menz H.B., Casey V.A., Hannan M.T. Foot disorders, foot posture, and foot function: the Framingham foot study. *PLoS One*. 2013; 8(9):e74364.
152. McRae R. *Kliniczne badanie ortopedyczne*, Urban&Partner, Wyd I polskie, Wrocław, 2010; 285-301.
153. Simkin A., Leichter I., Giladi M., Stein M., Milgrom C. Combined effect of foot arch structure and an orthotic device on stress fractures. *Foot Ankle*. 1989; 10(1):25-9.
154. Williams D.S., McClay I.S., Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001; 16(4):341-7.
155. Dubin A. Gait: the role of the ankle and foot in walking. *Med Clin North Am*. 2014; 98(2):205-11.

156. Myers T.W. Taśmy anatomiczne: meridiany mięśniowo-powięziowe dla terapeutów manualnych i specjalistów leczenia ruchem. DB Publishing, Warszawa 2010; 73-95.
157. Ostiak W., Kaczmarek-Maciejewska M., Kasprzak P. Foot and shin in terms of Anatomy Trains. *Journal of Orthopaedics Trauma Surgery and Related Research*, 2011; 5(25):38–46.
158. Tae-Ho K., Chae-Woo L., Seong-Gil K., ByungWook A. The effect of a pelvis-concentrated exercise program on male college students' body alignment and foot base pressure. *J. Phys. Ther. Sci.*, 2015; 27:1165–7.
159. Harradine P., Bevan L., Carter N. An overview of podiatric biomechanics theory and its relation to selected gait dysfunction. *Physiotherapy* 2006; 92(2):122-7.
160. Eerdeken M., Deschamps K., Staes F. The impact of walking speed on the kinetic behaviour of different foot joints. *Gait Posture*. 2019; 68:375-81.
161. Ashnagar Z., Hadian M.R., Olyaei G., Talebian S., Rezasoltani A., Saeedi H., Yekaninejad M.S., Mahmoodi R. Ultrasound evaluation of the quadriceps muscles in pronated foot posture. *Foot (Edinb)*. 2019; 38:86-90.
162. Koo S., Park M.S., Chung C.Y., Yoon J.S., Park C., Lee K.M. Effects of walking speed and slope on pedobarographic findings in young healthy adults. *PLoS One*. 2019; 14(7):e0220073.
163. Cornwall M.W., Jain T., Hagel T. Tibial and calcaneal coupling during walking in those with chronic ankle instability. *Gait Posture*. 2019; 70:130-5.
164. Hoch M.C., Staton G.S., Medina McKeon J.M., Mattacola C.G., McKeon P.O. Dorsiflexion and dynamic postural control deficits are present in those with chronic ankle instability *J Sci Med Sport*. 2012; 15(6):574-9.
165. Koldenhoven R.M., Feger M.A., Fraser J.J., Saliba S., Hertel J. Surface electromyography and plantar pressure during walking in young adults with chronic ankle instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2016; 24(4):1060-70.
166. Gabriner M.L., Houston M.N., Kirby J.L., Hoch M.C. Contributing factors to star excursion balance test performance in individuals with chronic ankle instability. *Gait Posture*. 2015; 41(4):912-6.
167. Dahle L.K., Mueller M.J., Delitto A., Diamond J.E. Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1991;14(2):70-4.

168. Lynn S.K., Costigan P.A. Changes in the medial–lateral hamstring activation ratio with foot rotation during lower limb exercise. *J Electromyogr Kinesiol* 2009; 19(3):e197-205.
169. Cain L.E., Nicholson L.L., Adams R.D., Burns J. Foot morphology and foot/ankle injury in indoor football. *J Sci Med Sport*. 2007; 10(5):311-9.
170. Taş S., Ünlüer N. Ö., Korkusuz F. Morphological and mechanical properties of plantar fascia and intrinsic foot muscles in individuals with and without flat foot. *J Orthop Surg*. 2018; 26(3):2309499018802482.
171. Zifchock R., Parker R., Wan W., Neary M., Song J., Hillstrom H. The relationship between foot arch flexibility and medial-lateral ground reaction force distribution *Gait Posture*. 2019; 69:46-9.
172. Buldt A.K., Allan J.J., Landorf K.B., Menz H.B. The relationship between foot posture and plantar pressure during walking in adults: A systematic review. *Gait Posture*. 2018; 62:56-67.
173. Kathirgamanathan B., Silva P., Fernandez J. Implication of obesity on motion, posture and internal stress of the foot: an experimental and finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2019; 22(1):47-54.
174. Cimolin V., Capodaglio P., Cau N., Galli M., Pau M., Patrizi A., Tringali G., Sartorio A. Foot-type analysis and plantar pressure differences between obese and nonobese adolescents during upright standing. *Int J Rehabil Res*. 2016; 39(1):87-91.
175. Mohammadi H.K., Mehravar M., Kalantari K.K., Naimi S.S., Baghban A.A., Okhovatian F., Rezasoltani A., Mohseni Bandpei M.A., Taheri N. A comparison of foot kinetic parameters between pronated and normal foot structures during forward jump landing. *J Bodyw Mov Ther*. 2018; 22(3):661-5.
176. Sanchis-Sales E., Rodríguez-Cervantes P.J., Sancho-Bru J.L. Kinematics reduction applied to the comparison of highly-pronated, normal and highly-supinated feet during walking. *Gait Posture*. 2019; 68:269-73.
177. Kouhzad Mohammadi H., Mehravar M., Khademi Kalantari K., Naimi S.S., Akbarzadeh Baghban A., Okhovatian F., Rezasoltani A., Mohseni Bandpei M.A., Taheri N. A comparison of lower limb muscle activation pattern using voluntary response index between pronated and normal foot structures during forward jump landing. *J Bodyw Mov Ther*. 2018; 22(2):379-84.

178. Balasundaram A.P., Choudhury D. Association between hyper-pronated foot and the degree of severity of disability in patients with non-specific low back pain. *J Bodyw Mov Ther.* 2018; 22(3):757-60.
179. Murley G.S., Landorf K.B., Menz H.B., Bird A.R. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait Posture.* 2009; 29(2):172-87.
180. Neal B.S., Griffiths I.B., Dowling G.J., Murley G.S., Munteanu S.E., Franettovich Smith M.M., Collins N.J., Barton C.J. Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis. *J Foot Ankle Res.* 2014; 7(1):55.
181. Karnovsky S.C., Rosenbaum A.J., DeSandis B., Johnson C., Murphy C.I., Warren R.F., Taylor S.A., Drakos M.C. Radiographic Analysis of National Football League Players' Fifth Metatarsal Morphology Relationship to Proximal Fifth Metatarsal Fracture Risk. *Foot Ankle Int.* 2019; 40(3):318-22.
182. Willeford K., Stanek J.M., McLoda T.A. Collegiate Football Players' Ankle Range of Motion and Dynamic Balance in Braced and Self-Adherent-Taped Conditions. *J Athl Train.* 2018; 53(1):66-71.
183. Kuyucu E., Gülenç B., Biçer H., Erdil M. Assessment of the kinesiotherapy's efficacy in male athletes with calcaneal apophysitis. *J Orthop Surg Res.* 2017; 12(1):146.
184. Menz H.B., Allan J.J., Bonanno D.R., Landorf K.B., Murley G.S. Custom-made foot orthoses: an analysis of prescription characteristics from an Australian commercial orthotic laboratory. *J Foot Ankle Res.* 2017; 10:23.
185. Pizac D.A., Swanik C.B., Glutting J.J., Kaminski T.W. Evaluating Postural Control and Ankle Laxity Between Taping and High-Top Cleats in High School Football Players. *J Sport Rehabil.* 2018; 27(2):111-7.
186. Brock E., Zhang S., Milner C., Liu X., Brosnan J.T., Sorochan J.C. Effects of two football stud configurations on biomechanical characteristics of single-leg landing and cutting movements on infilled synthetic turf. *Sports Biomech.* 2014; 13(4):362-79.
187. Crandall J., Frederick E.C., Kent R., Lessley D.J., Sherwood C. Forefoot bending stiffness of cleated American football shoes. *Footwear Science,* 2015; 7(3):139-48.
188. Jafarnejadgero A.A., Sorkhe E., Oliveira A.S. Motion-control shoes help maintaining low loading rate levels during fatiguing running in pronated female runners. *Gait Posture.* 2019; 73:65-70.

189. Button K.D., Braman J.E., Davison M.A., Wei F., Schaeffer M.C., Haut R.C. Rotational stiffness of American football shoes affects ankle biomechanics and injury severity *J Biomech Eng.* 2015; 137(6):061004.
190. Sancho I., Malliaras P., Barton C., Willy R.W, Morrissey D. Biomechanical alterations in individuals with Achilles tendinopathy during running and hopping: A systematic review with meta-analysis. *Gait Posture.* 2019; 73:189-201.
191. Sulowska I., Mika A., Oleksy Ł., Stolarczyk A. The Influence of Plantar Short Foot Muscle Exercises on the Lower Extremity Muscle Strength and Power in Proximal Segments of the Kinematic Chain in Long-Distance Runners. *Biomed Res Int.* 2019; 2019:6947273.
192. Unver B., Erdem E.U., Akbas E. Effects of Short-Foot Exercises on Foot Posture, Pain, Disability, and Plantar Pressure in Pes Planus. *J Sport Rehabil.* 2019; 29(4):436-40.
193. Lucas R., Cornwall M. Influence of foot posture on the functioning of the windlass mechanism. *Foot (Edinb).* 2017; 30:38-42.
194. Hashimoto T., Sakuraba K. Strength training for the intrinsic flexor muscles of the foot: effects on muscle strength, the foot arch, and dynamic parameters before and after the training. *J Phys Ther Sci.* 2014; 26(3):373-6.
195. Zhang X., Pael R., Deschamps K., Jonkers I., Vanwanseele B. Differences in foot muscle morphology and foot kinematics between symptomatic and asymptomatic pronated feet. *Scand J Med Sci Sports.* 2019; 29(11):1766-73.
196. Bruijn S.M., van Dieën J.H. Control of human gait stability through foot placement. *J R Soc Interface.* 2018; 15(143):20170816.
197. Jadczyk Ł., Grygorowicz M., Wieczorek A., Śliwowski R. Analysis of static balance performance and dynamic postural priority according to playing position in elite soccer players. *Gait Posture.* 2019; 74:148-53.
198. Hegedus E.J., McDonough S.M., Bleakley C., Baxter D., Cook C.E. Clinician-friendly lower extremity physical performance tests in athletes: a systematic review of measurement properties and correlation with injury. Part 2--the tests for the hip, thigh, foot and ankle including the star excursion balance test. *Br J Sports Med.* 2015; 49(10):649-56.
199. Vogler J.H., Csiernik A.J., Yorgey M.K., Harrison J.J., Games K.E. Clinician-Friendly Physical Performance Tests for the Hip, Ankle, and Foot. *J Athl Train.* 2017; 52(9):861-2.

200. Chimera N.J., Smith C.A., Warren M. Injury History, Sex, and Performance on the Functional Movement Screen and Y Balance Test. *Journal of Athletic Training* 2015;50(5):475–85.
201. Armstrong R., Greig M. The Functional Movement Screen and modified Star Excursion Balance Test as predictors of T-test agility performance in university rugby union and netball players. *Phys Ther Sport*. 2018; 31:15-21.
202. Kamonseki D.H., Gonçalves G.A., Yi L.C., Júnior I.L. Effect of stretching with and without muscle strengthening exercises for the foot and hip in patients with plantar fasciitis: A randomized controlled single-blind clinical trial. *Man Ther*. 2016; 23:76-82.
203. Halabchi F., Abbasian L., Mirshahi M., Mazaheri R., Pourgharib Shahi M.H., Mansournia M.A. Comparison of Static and Dynamic Balance in Male Football and Basketball Players. *Foot Ankle Spec*. 2020; 13(3):228-35.
204. López-Valenciano A., Ayala F., De Ste Croix M., Barbado D., Vera-Garcia F.J. Different neuromuscular parameters influence dynamic balance in male and female football players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2019; 27(3):962-70.
205. Cloak R., Nevill A., Day S., Wyon M. Six-week combined vibration and wobble board training on balance and stability in footballers with functional ankle instability. *Clin J Sport Med*. 2013; 23(5):384-91.
206. McCann R.S., Crossett I.D., Terada M., Kosik K.B., Bolding B.A., Gribble P.A. Hip strength and star excursion balance test deficits of patients with chronic ankle instability. *J Sci Med Sport*. 2017; 20(11):992-6.
207. Fraser J.J., Koldenhoven R.M., Jaffri A.H., Park J.S., Saliba S.F., Hart J.M., Hertel J. Foot impairments contribute to functional limitation in individuals with ankle sprain and chronic ankle instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2020; 28(5):1600-10.
208. Clark R.C., Saxion C.E., Cameron K.L., Gerber J.P. Associations between three clinical assessment tools for postural stability. *N Am J Sports Phys Ther*. 2010; 5(3):122–30.
209. Gribble P.A., Terada M., Beard M.Q., Kosik K.B., Lepley A.S., McCann R.S., Pietrosimone B.G., Thomas A.C. Prediction of Lateral Ankle Sprains in Football Players Based on Clinical Tests and Body Mass Index. *Am J Sports Med*. 2016; 44(2):460-7.
210. Wang Z., Newell K.M. Inter-foot coordination dynamics of quiet standing postures. *Neurosci Biobehav Rev*. 2014; 47:194-202.

211. Nam S.M., Kim W.B., Yun C.K. Effects of balance training by knee joint motions on muscle activity in adult men with functional ankle instability. *J Phys Ther Sci.* 2016; 28(5):1629-32.
212. Meurer M.C., Silva M.F., Baroni B.M. Strategies for injury prevention in Brazilian football: Perceptions of physiotherapists and practices of premier league teams. *Phys Ther Sport.* 2017; 28:1-8.
213. Brotzman B.S., Wilk K.E. *Rehabilitacja Ortopedyczna Tom 2.* Elsevier Urban & Partner, Wyd. 1 pol., Wrocław 2009; 554-60.
214. Kaźmierczak U., Kwiatkowski S., Radzimińska A., Strojek K., Weber-Rajek M., Zukow W. Diagnostowanie skręcenia stawu skokowego = Diagnosis of ankle sprain. *J Educ Health Sport [Internet].* 2016; 6(12):441-51.
215. Kaminski T.W., Hertel J., Amendola N., Docherty C.L., Dolan M.G., Hopkins J.T., Nussbaum E., Poppy W., Richie D. National Athletic Trainers' Association position statement: conservative management and prevention of ankle sprains in athletes. *J Athl Train.* 2013; 48(4):528-45.
216. Derlatka M., Pauk J. Analiza sił reakcji podłoża u dzieci ze stopą płasko-koślawą. *Modelowanie Inżynierskie.* 2008; 5(36):49-54.
217. Cyriax J.H., Cyriax P.J. Cyriax. *Ilustrowany Podręcznik Medycyny Ortopedycznej* 978-83-88220-18-0 Red. Naukowa Wróblewki Ł., Gałuszka G.DB Publishing Wydawnictwo Warszawa 2010; 2:3-6
218. McPoil T.G., Warren M., Vicenzino B., Cornwall M.W. Variations in foot posture and mobility between individuals with patellofemoral pain and those in a control group. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2011; 101(4):289-96.
219. Juskiewicz J., Milewski G. *Metodyka badań antropometrycznych stóp przy wykorzystaniu skanera 3D.* Wyd. Katedry Biomechatroniki. Aktualne Problemy Biomechaniki, 2007; 1:89-94.
220. Mucha D., Ambroży T., Mucha D., Koteja P. Stan wysklepienia i rozkład sił nacisku stron podeszwowych stóp na podłoże u studentek PPWSZ w Nowym Targu. *Foot arch and distribution of ground pressure of feet of students of the Podhale state higher vocational school in Nowy Targ (PPWSZ).* Security, Economy & Law Nr 4 (IX), 2015; 117–33.
221. Godunow S.F. O płaskostopiu u dzieci. *Ortop Traum Protez* 1968:1

222. Puszczałowska-Lizis E. Ocena rzetelności pomiarowej oryginalnych wskaźników plantograficznych. *Przegląd Medyczny Uniwersytetu Rzeszowskiego* 2010; 8(2);176-81.
223. Puszczałowska-Lizis E., Kwolek A. Częstość występowania płaskostopia podłużnego u młodzieży akademickiej w świetle różnych technik opracowania plantogramu. Frequency of occurrence of longitudinal flat feet in students in the light of different techniques of plantography preparations. *Przegląd Medyczny Uniwersytetu Rzeszowskiego i Narodowego Instytutu Leków w Warszawie*. Rzeszów 2011; 3:305-14.
224. Puszczałowska-Lizis E. Związki pomiędzy budową morfologiczną stóp a siłą eksplozywną kończyn dolnych u mężczyzn w wieku 20-28 lat. Connections between the feet structure and explosive power of lower limbs in 20-28 years old men. *Antropomotoryka*, 2012; 60:25-32.
225. Gonzalez-Martin C., Pita-Fernandez S., Seoane-Pillado T., Lopez-Calviño B., Pertega-Diaz S., Gil-Guillen V. Variability between Clarke's angle and Chippaux-Smirak index for the diagnosis of flat feet. *Colomb Med (Cali)*. 2017; 48(1):25-31.
226. Galiński J., Piejko A., Zieliński J. Przegląd wybranych metod oceny stanu stóp człowieka. *Wych Fiz i Zdrow*. 1996; 1:36-40.
227. Lizis P., Posadzki P., Smith T. Relationship between explosive muscle strength and medial longitudinal arch of the foot. *Foot Ankle Int*. 2010; 31(9):815-22.
228. Mosór K., Kromka-Szydek M. Pomiar stóp metodą plantokonturograficzną i z wykorzystaniem podoskopu komputerowego. *Aktualne Problemy Biomechaniki*, 2011; 5:105-8.
229. Pita-Fernández S., González-Martín C., Seoane-Pillado T., López-Calviño B., Pértega-Díaz S., Gil-Guillén V. Validity of footprint analysis to determine flatfoot using clinical diagnosis as the gold standard in a random sample aged 40 years and older. *J Epidemiol*. 2015; 25(2):148-54.
230. Jaszczur I., Koprowski P., Wrzosek Z. Próba stworzenia kryteriów oceny funkcji chodu z wykorzystaniem platformy PDM-S. An attempt to create criteria for the assessment of gait function by means of the PDM-S platform. *Acta Bio-Optica et Informatica Medica Inżynieria Biomedyczna*, 2013; 19(1):24-31.
231. Bibro M., Drwal A., Jankowicz-Szymańska A. Ocena wysklepienia oraz rozkładu sił nacisku podszwowej strony stóp młodych mężczyzn pod wpływem treningu siłowego kończyn dolnych The assessment of the effect of strength training of lower limbs on

- arching and forces distribution of the sole in young men. *Health Promotion & Physical Activity*, 2018; 3(4):11-15.
232. Gijon-Nogueron G., Lopezosa-Reca E., Cervera-Marin J.A., Martinez-Nova A., Sanchez-Rodriguez R., Van Alsenoy K., De Schepper J. Die Druckmessplattform als klinisch-diagnostisches Instrument zur Analyse der Fußstatik nach dem Foot Posture Index [Plantar pressure platform as clinical assesment tool in the analysis of foot posture with the foot posture index]. *Z Orthop Unfall*. 2014; 152(1):68-73.
 233. Van Alsenoy K., Thomson A., Burnett A. Reliability and validity of the Zebris FDM-THQ instrumented treadmill during running trials. *Sports Biomech*. 2019; 18(5):501-14.
 234. https://www.zebris.de/fileadmin/Editoren/zebris-PDF/zebris-Prospekte-EN/27_9_FDM_EN_150.pdf (access 09.05.2021)
 235. Cho Y., Park J.W., Nam K. The relationship between foot posture index and resting calcaneal stance position in elementary school students. *Gait Posture*. 2019; 74:142-7.
 236. Jurecka A., Kasperczyk B., Wodka-Natkaniec E., Gaździk T.S., Niedźwiedzki Ł., Niedźwiedzki T. Evaluation of selected lower limbs biomechanical parameters in patients with knee osteoarthritis. W: *Fizjoterapia w profilaktyce chorób cywilizacyjnych i ich leczeniu*. Red. Jaworek J., Gaździk T.S.; Wydawnictwo Uniwersytetu Jagiellońskiego, Kraków, 2014:25-53.
 237. Plisky, P.J., Gorman, P.P., Butler, R.J., Kiesel, K.B., Underwood, F.B., Elkins B. The reliability of an instrumented device for measuring components of the star excursion balance test. *N. Am. J. Sports Phys. Ther*. 2009; 4:92–9.
 238. Plisky P.J., Gorman P.P., Butler R.J., Keisel K.B., Rauh M.J. Comparison of performance on the Star Excursion Balance Test by sport, competition level, and gender. *J Orthop Sports Phys Ther*, 2009, 39: A111.
 239. Butler R.J., Lehr M.E., Fink M.L., Kiesel K.B., Plisky P.J. Dynamic balance performance and noncontact lower extremity injury in college football players: An initial study. *Sports Health* 2013; 5:417–22.
 240. Luedke L.E., Geisthardt T.W., Rauh M.J. Y-balance test performance does not determine non-contact lower quadrant injury in collegiate american football players. *Sports*, 2020; 8(3):27.
 241. Plisky P.J., Rauh M.J., Kaminski T.W., Underwood F.B. Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2006; 36:911-9.

242. Hébert-Losier K. Clinical Implications of Hand Position and Lower Limb Length Measurement Method on Y-Balance Test Scores and Interpretations. *J Athl Train.* 2017; 52(10):910-7.
243. Brumitt J., Nelson K., Duey D., Jeppson M., Hammer L. Preseason Y Balance Test Scores are not Associated with Noncontact Time-Loss Lower Quadrant Injury in Male Collegiate Basketball Players. *Sports (Basel).* 2018; 7(1):4.
244. Smith C.A., Chimera N.J., Warren M. Association of Y Balance Test reach asymmetry and injury in Division I Athletes. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2015; 47: 136–41.
245. Gonell A.C., Romero J.A., Soler L.M. Relationship Between The Y Balance Test Scores And Soft Tissue Injury Incidence In A Soccer Team. *Int J Sports Phys Ther.* 2015; 10(7):955-66.
246. Yoo S.D., Kim H.S., Lee J.H., Yun D.H., Kim D.H., Chon J., Lee S.A., Han Y.J., Soh Y.S., Kim Y., Han S., Lee W., Han Y.R. Biomechanical Parameters in Plantar Fasciitis Measured by Gait Analysis System With Pressure Sensor. *Ann Rehabil Med.* 2017; 41(6):979-89.
247. Kluczynski M.A., Kelly W.H., Lashomb W.M., Bisson L.J. A Systematic Review of the Orthopaedic Literature Involving National Football League Players. *Orthop J Sports Med.* 2019; 7(8):2325967119864356.
248. Makhni E.C., Buza J.A., Byram I., Ahmad C.S. Sports reporting: a comprehensive review of the medical literature regarding North American professional sports. *Phys Sportsmed.* 2014; 42(2):154-162.
249. Beaulieu-Jones B.R., Rossy W.H., Sanchez G., Whalen J.M., Lavery K.P., McHale K.J., Vopat B.G., Van Allen J.J., Akamefula R.A., Provencher M.T. Epidemiology of Injuries Identified at the NFL Scouting Combine and Their Impact on Performance in the National Football League: Evaluation of 2203 Athletes From 2009 to 2015. *Orthop J Sports Med.* 2017; 5(7):2325967117708744.
250. Roe M., Murphy J.C., Gissane C., Blake C. Lower limb injuries in men's elite Gaelic football: A prospective investigation among division one teams from 2008 to 2015. *J Sci Med Sport.* 2018; 21(2):155-9.
251. Kay M.C., Register-Mihalik J.K., Gray A.D., Djoko A., Dompier T.P., Kerr Z.Y. The Epidemiology of Severe Injuries Sustained by National Collegiate Athletic Association Student-Athletes, 2009-2010 Through 2014-2015. *J Athl Train.* 2017; 52(2):117-28.

252. Wiersma A.J., Brou L., Fields S.K., Comstock R.D., Kerr Z.Y. Epidemiologic comparison of ankle injuries presenting to US emergency departments versus high school and collegiate athletic training settings. *Inj Epidemiol.* 2018; 5(1):33.
253. Hootman J.M., Dick R., Agel J. Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *J Athl Train.* 2007; 42(2):311-9.
254. Logan C.A., Murphy C.P., Sanchez A., Dornan G.J., Whalen J.M., Price M.D., Bradley J.P., LaPrade R.F., Provencher M.T. Medial Collateral Ligament Injuries Identified at the National Football League Scouting Combine: Assessment of Epidemiological Characteristics, Imaging Findings, and Initial Career Performance. *Orthop J Sports Med.* 2018; 6(7):2325967118787182.
255. Trofa D.P., Miller J.C., Jang E.S., Woode D.R., Greisberg J.K., Vosseller J.T. Professional Athletes' Return to Play and Performance After Operative Repair of an Achilles Tendon Rupture. *Am J Sports Med.* 2017; 45(12):2864-71.
256. McCrum C.L., Arner J.W., Lesniak B., Bradley J.P. Arthroscopic Anterior Ankle Decompression Is Successful in National Football League Players. *Am J Orthop (Belle Mead NJ).* 2018; 47(1).
257. Wang D., Weiss L.J., Abrams M., Barnes R.P., Warren R.F., Rodeo S.A., Taylor S.A. Athletes With Musculoskeletal Injuries Identified at the NFL Scouting Combine and Prediction of Outcomes in the NFL: A Systematic Review. *Orthop J Sports Med.* 2018; 6(12):2325967118813083.
258. McHale K.J., Rozell J.C., Milby A.H., Carey J.L., Sennett B.J. Outcomes of Lisfranc Injuries in the National Football League. *Am J Sports Med.* 2016; 44(7):1810-7.
259. McHale K.J., Vopat B.G., Beaulieu-Jones B.R., Sanchez G., Whalen J.M., McDonald L.S., DiGiovanni C.W., Theodore G.H., Provencher M.T. Epidemiology and Outcomes of Lisfranc Injuries Identified at the National Football League Scouting Combine. *Am J Sports Med.* 2017; 45(8):1901-8.
260. Valderrabano V., Leumann A., Pagenstert G., Frigg A., Ebnetter L., Hintermann B. Chronische Instabilität des oberen Sprunggelenks im Sport -- ein Review für Sportärzte [Chronic ankle instability in sports -- a review for sports physicians]. *Sportverletz Sportschaden.* 2006; 20(4):177-83.
261. Knupp M., Lang T.H., Zwicky L., Lötscher P., Hintermann B. Chronic Ankle Instability (Medial and Lateral). *Clin Sports Med.* 2015; 34(4):679-88.

262. Liu S.H., Jason W.J. Lateral ankle sprains and instability problems. *Clin Sports Med.* 1994; 13(4):793-809.
263. Laird R.C. Acute forefoot and midfoot injuries. *Clin Podiatr Med Surg.* 2015; 32(2):231-8.
264. Lewis J.S. Jr, Anderson R.B. Lisfranc Injuries in the Athlete. *Foot Ankle Int.* 2016; 37(12):1374-80.
265. Singh S.K., George A., Kadakia A.R., Hsu W.K. Performance-Based Outcomes Following Lisfranc Injury Among Professional American Football and Rugby Athletes. *Orthopedics.* 2018; 41(4):e479-82.
266. Tran A., Kappa J., Smith E., Hoy M., Farrar J., Chandran A., Pandarinath R. The Effect of Turf Toe Injuries on Player Performance in the National Football League. *Iowa Orthop J.* 2019; 39(2):35-9.
267. Brophy R.H., Gamradt S.C., Ellis S.J., Barnes R.P., Rodeo S.A., Warren R.F., Hillstrom H. Effect of turf toe on foot contact pressures in professional American football players. *Foot Ankle Int.* 2009; 30(5):405-9.
268. Toffan A., Alexander M.J.L., Peeler J. Comparison of the Technique of the Football Quarterback Pass Between High School and University Athletes. *J Strength Cond Res.* 2018; 32(9):2474-97.
269. Dallinga J.M., Benjaminse A., Lemmink K.A. Which screening tools can predict injury to the lower extremities in team sports?: a systematic review. *Sports Med.* 2012; 42(9):791-815.
270. Lopezosa-Reca E., Gijon-Nogueron G., Garcia-Paya I., Ortega-Avila A.B. Does the type of sport practised influence foot posture and knee angle? Differences between footballers and swimmers. *Res Sports Med.* 2018; 26(3):345-53.
271. Escamilla-Martínez E., Martínez-Nova A., Gómez-Martín B., Sánchez-Rodríguez R., Fernández-Seguín L.M. The effect of moderate running on foot posture index and plantar pressure distribution in male recreational runners. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2013; 103(2):121-5.
272. Cowley E., Marsden J. The effects of prolonged running on foot posture: a repeated measures study of half marathon runners using the foot posture index and navicular height. *J Foot Ankle Res.* 2013; 6:20.
273. Martínez-Nova A., Gómez-Blázquez E., Escamilla-Martínez E., Pérez-Soriano P., Gijon-Nogueron G., Fernández-Seguín L.M. The foot posture index in men practicing

- three sports different in their biomechanical gestures. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2014; 104(2):154-8.
274. Cherati A.S., Dousti M., Younespour S. Association between Foot Posture Index and Ankle Sprain in Indoor Football Players. *Glob J Health Sci.* 2016; 8(10):51426.
 275. Halabchi F., Angoorani H., Mirshahi M., Pourgharib Shahi M.H., Mansournia M.A. The Prevalence of Selected Intrinsic Risk Factors for Ankle Sprain Among Elite Football and Basketball Players. *Asian J Sports Med.* 2016; 7(3):e35287.
 276. Gonçalves de Carvalho B.K., Penha P.J., Ramos N.L.J.P., Andrade R.M., Ribeiro A.P., João S.M.A. Age, Sex, Body Mass Index, and Laterality in the Foot Posture of Adolescents: A Cross Sectional Study. *J Manipulative Physiol Ther.* 2020; 43(7):744-52.
 277. Butterworth P.A., Urquhart D.M., Landorf K.B., Wluka A.E., Cicuttini F.M., Menz H.B. Foot posture, range of motion and plantar pressure characteristics in obese and non-obese individuals. *Gait Posture.* 2015; 41(2):465-9.
 278. Butler A.A., Menant J.C., Tiedemann A.C., Lord S.R. Age and gender differences in seven tests of functional mobility. *Journal of neuroengineering and rehabilitation.* 2009; 6(1):31.
 279. Redmond A.C., Crane Y.Z., Menz H.B. Normative values for the Foot Posture Index. *J Foot Ankle Res.* 2008; 1(1):6.
 280. Villarroya M.A., Esquivel J.M., Tomás C., Moreno L.A., Buenafé A., Bueno G. Assessment of the medial longitudinal arch in children and adolescents with obesity: footprints and radiographic study. *Eur J Pediatr.* 2009; 168(5):559-67.
 281. Scott G., Menz H.B., Newcombe L. Age-related differences in foot structure and function. *Gait Posture.* 2007; 26(1):68-75.
 282. Gijon-Nogueron G., Marchena-Rodriguez A., Montes-Alguacil J., Evans A.M. Evaluation of the paediatric foot using footprints and foot posture index: A cross-sectional study. *J Paediatr Child Health.* 2020; 56(2):201-6.
 283. Wszyńska J., Leszczak J., Podgórska-Bednarz J., Czenczek-Lewandowska E., Rachwał M., Dereń K., Baran J., Drzał-Grabiec J. Body Fat and Muscle Mass in Association with Foot Structure in Adolescents: A Cross-Sectional Study. *Int J Environ Res Public Health.* 2020; 17(3):811.
 284. Woźniacka R., Bac A., Matusik S., Szczygieł E., Ciszek E. Body weight and the medial longitudinal foot arch: high-arched foot, a hidden problem? *Eur J Pediatr.* 2013; 172(5):683-91.

285. Aurichio T.R., Rebelatto J.R., de Castro A.P. The relationship between the body mass index (BMI) and foot posture in elderly people. *Arch Gerontol Geriatr.* 2011; 52(2):e89-92.
286. Jankowicz-Szymańska A., Rojek R., Kołpa M., Mikołajczyk E. Zależności pomiędzy budową somatyczną a ukształtowaniem stóp młodych osób dorosłych. (ang. Relationship between body building and foot architecture in young adults). *Probl Hig Epidemiol* 2013; 94(4):734-9.
287. Buldt A.K., Levinger P., Murley G.S., Menz H.B., Nester C.J., Landorf K.B. Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. *Gait Posture.* 2015; 42(1):42-8.
288. Uzel M., Cetinus E., Ekerbicer H.C., Karaoguz A. The influence of athletic activity on the plantar fascia in healthy young adults. *J Clin Ultrasound.* 2006; 34(1):17-21.
289. Park G., Kent R. Foot shape analysis of professional American Football players, *Footwear Science*, 2020; 12(3):153-9.
290. Behling A.V., Nigg B.M. Relationships between the foot posture Index and static as well as dynamic rear foot and arch variables. *J Biomech.* 2020; 98:109448.
291. Hegazy F.A., Aboelnasr E.A., Salem Y., Zaghloul A.A. Validity and diagnostic accuracy of foot posture Index-6 using radiographic findings as the gold standard to determine paediatric flexible flatfoot between ages of 6-18 years: A cross-sectional study. *Musculoskelet Sci Pract.* 2020; 46:102107.
292. Sánchez-Rodríguez R., Valle-Estévez S., Fraile-García P.A., Martínez-Nova A., Gómez-Martín B., Escamilla-Martínez E. Modification of Pronated Foot Posture after a Program of Therapeutic Exercises. *Int J Environ Res Public Health.* 2020; 17(22):8406.
293. Taddei U.T., Matias A.B., Duarte M., Sacco I.C.N. Foot Core Training to Prevent Running-Related Injuries: A Survival Analysis of a Single-Blind, Randomized Controlled Trial. *Am J Sports Med.* 2020; 48(14):3610-9.
294. McGuine T. Sports injuries in high school athletes: a review of injury-risk and injury-prevention research. *Clin J Sport Med.* 2006; 16(6):488-99.
295. Gribble P.A., Hertel J., Plisky P. Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *J Athl Train.* 2012; 47(3):339-57.
296. Hallagin C., Garrison J.C., Creed K., Bothwell J.M., Goto S., Hannon J. The Relationship Between Pre-Operative And Twelve-Week Post-Operative Y-Balance And

- Quadriceps Strength In Athletes With An Anterior Cruciate Ligament Tear. *Int J Sports Phys Ther.* 2017; 12(6):986-93.
297. Boyle M.J., Butler R.J., Queen R.M. Functional Movement Competency and Dynamic Balance After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Adolescent Patients. *J Pediatr Orthop.* 2016; 36(1):36-41.
298. Garrison J.C., Bothwell J.M., Wolf G., Aryal S., Thigpen C.A. Y Balance Test™ Anterior Reach Symmetry At Three Months Is Related To Single Leg Functional Performance At Time Of Return To Sports Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Int J Sports Phys Ther.* 2015; 10(5):602-11.
299. Kiesel K., Plisky P., Butler R. Functional movement test scores improve following a standardized off-season intervention program in professional football players. *Scand J Med Sci Sports.* 2011; 21(2):287-92.
300. Meyers M.C. Incidence, mechanisms, and severity of game-related college football injuries on Field Turf versus natural grass: a 3-year prospective study. *Am J Sports Med.* 2010; 38(4):687-97.
301. Hartley E.M., Hoch M.C., Boling M.C. Y-balance test performance and BMI are associated with ankle sprain injury in collegiate male athletes. *J Sci Med Sport.* 2018; 21(7):676-80.
302. McHugh M.P., Tyler T.F., Tetro D.T., Mullaney M.J., Nicholas S.J. Risk factors for noncontact ankle sprains in high school athletes: the role of hip strength and balance ability. *Am J Sports Med.* 2006; 34(3):464-70.
303. Alghadir A.H., Iqbal Z.A., Iqbal A., Ahmed H., Ramteke S.U. Effect of Chronic Ankle Sprain on Pain, Range of Motion, Proprioception, and Balance among Athletes. *Int J Environ Res Public Health.* 2020; 17(15):5318.
304. Hubbard-Turner T., Turner M.J. Physical Activity Levels in College Students With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* 2015; 50(7):742-7.
305. de Noronha M., Refshauge K.M., Herbert R.D., Kilbreath S.L., Hertel J. Do voluntary strength, proprioception, range of motion, or postural sway predict occurrence of lateral ankle sprain? *Br J Sports Med.* 2006; 40(10):824-8.
306. Walbright P.D., Walbright N., Ojha H., Davenport T. Validity Of Functional Screening Tests To Predict Lost-Time Lower Quarter Injury In A Cohort Of Female Collegiate Athletes. *Int J Sports Phys Ther.* 2017; 12(6):948-59.

307. Lai W.C., Wang D., Chen J.B., Vail J., Rugg C.M., Hame S.L. Lower Quarter Y-Balance Test Scores and Lower Extremity Injury in NCAA Division I Athletes. *Orthop J Sports Med.* 2017; 5(8):2325967117723666.
308. Wright A.A., Dischiavi S.L., Smoliga J.M., Taylor J.B., Hegedus E.J. Association of Lower Quarter Y-Balance Test with lower extremity injury in NCAA Division 1 athletes: an independent validation study. *Physiotherapy.* 2017; 103(2):231-6.
309. Brumitt J., Patterson Ch., Dudley R., Sorenson E., Garrard J., Corbett-Furgal E. Preseason Lower Quarter Y Balance Test Scores Are Not Associated With Time-Loss Injury in Collegiate Volleyball Players. *Athletic Training & Sports Health Care*, 2021, 13(2): 60-7.
310. Slater L.V., Vriner M., Schuyten K., Zapalo P., Hart J.M. Sex Differences in Y-Balance Performance in Elite Figure Skaters. *J Strength Cond Res.* 2020; 34(5):1416-21.
311. Miller M.M., Trapp J.L., Post E.G., Trigsted S.M., McGuine T.A., Brooks M.A., Bell D.R. The Effects of Specialization and Sex on Anterior Y-Balance Performance in High School Athletes. *Sports Health.* 2017; 9(4):375-82.
312. Stiffler M.R., Bell D.R., Sanfilippo J.L., Hetzel S.J., Pickett K.A., Heiderscheid B.C. Star Excursion Balance Test Anterior Asymmetry Is Associated With Injury Status in Division I Collegiate Athletes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2017; 47(5):339-46.
313. Hotfiel T., Golditz T., Wegner J., Pauser J., Brem M., Swoboda B., Carl H.D. A cross-sectional study on foot loading patterns in elite soccer players of different ages. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2020; 33(6):939-46.
314. Pomarino D., Pomarino A. Plantar Static Pressure Distribution in Healthy Individuals: Percentiles for the Evaluation of Forefoot Loading. *Foot Ankle Spec.* 2014; 7(4):293-7.
315. Hawrylak A., Matner P., Demidaś A., Barczyk-Pawełec K., Demczuk-Włodarczyk E. Static and dynamic plantar pressure distribution in amateur marathon runners. *J Sports Med Phys Fitness.* 2019; 59(1):76-81.
316. Hawrylak A., Gronowska H. Plantar Pressure Distribution in Female Olympic-Style Weightlifters. *Int J Environ Res Public Health.* 2020; 17(8):2669.
317. Aydog S.T., Tetik O., Demirel H.A., Doral M.N. Differences in sole arch indices in various sports. *Br J Sports Med.* 2005; 39(2):e5.
318. İlhan Odabaş H., Bulgan Ç., Bingül B.M., Sarpyener K. The evaluation of foot pressure and postural structure of national golfers. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2019; 53(2):150-3.

319. Rohan A., Nyc M., Rogóż A., Fugiel J. Changes in plantar pressure distribution after long-distance running (Ocena zmian rozkładu nacisku stóp pod wpływem biegu długodystansowego). *New Medicine*, 2017; 21(2):58-68.
320. Hantke A., Michnik R., Jurkojé J., Skubacz H., Gruszka M. Badania stabilograficzne gimnastyczek sportowych. *Aktualne Problemy Biomechaniki*, 2012; 6:37-42.
321. Wojtków M., Korcz K., Szotek S. Ocena postawy ciała i symetrii obciążenia stóp u zawodników uprawiających strzelectwo sportowe. *Aktualne Problemy Biomechaniki*, 2016; 10:91-7.
322. Morton D.J. *The Human Foot: Its Evolution. Physiology and Functional Disorders*, 1935.
323. Ripani M., Ciccarelli A., Morini S., Ricciardi G., Michielon G. Evaluation of foot support in rugby players: A baropodometric analysis. *Sport Sci. Health*. 2006; 1:104–8.
324. Chow T.H., Chen Y.S., Hsu C.C., Hsu C.H. Characteristics of Plantar Pressure with Foot Postures and Lower Limb Pain Profiles in Taiwanese College Elite Rugby League Athletes. *Int J Environ Res Public Health*. 2022; 19(3):1158.
325. Chow T.H., Chen Y.S., Tsai W.C., Lin M.H. Plantar pressure profiles and possible foot syndromes of Taiwanese college elite basketball players. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2021; 111(1): 5.
326. Chow T.H., Chen Y.S., Wang J.C. Characteristics of Plantar Pressures and Related Pain Profiles in Elite Sprinters and Recreational Runners. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2018; 108(1):33-44.
327. Pau M., Ciuti C. Stresses in the plantar region for long- and short-range throws in women basketball players. *Eur J Sport Sci*. 2013; 13(5):575-81.
328. Eils E., Streyl M., Linnenbecker S., Thorwesten L., Völker K., Rosenbaum D. Characteristic plantar pressure distribution patterns during soccer-specific movements. *Am J Sports Med*. 2004; 32(1):140-5.
329. Tuna H., Yildiz M., Celtik C., Kokino S. Ergenlik dönemindeki çocuklarda statik ve dinamik ayak basınç değerleri [Static and dynamic plantar pressure measurements in adolescents]. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2004; 38(3):200-5.
330. Menz H.B., Morris M.E., Lord S.R. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2005; 60(12):1546–52.
331. Lai Z., Pang H., Hu X., Dong K., Wang L. Effects of intrinsic-foot-muscle exercise combined with the lower extremity resistance training on postural stability in older

- adults with fall risk: study protocol for a randomised controlled trial. *Trials*. 2021; 22(1):587.
332. Castro K.J.S., Salomão R.C., Feitosa N.Q. Jr, Henriques L.D., Kleiner A.F.R., Belgamo A., Cabral A.S., Costa e Silva A.A., Callegari B., Souza G.S. Changes in plantar load distribution in legally blind subjects. *PLoS One*. 2021; 16(4):e0249467.
333. Sánchez-González M.C., Gutiérrez-Sánchez E., Elena P.P., Ruiz-Molinero C., Pérez-Cabezas V., Jiménez-Rejano J.J., Rebollo-Salas M. Visual Binocular Disorders and Their Relationship with Baropodometric Parameters: A Cross-Association Study. *Biomed Res Int*. 2020; 2020:6834591.
334. Springer B.A., Marin R., Cyhan T., Roberts H., Gill N.W. Normative values for the unipedal stance test with eyes open and closed. *J Geriatr Phys Ther*. 2007; 30(1):8-15.
335. Pryhoda M.K., Shelburne K.B., Gorgens K., Ledreux A., Granholm A.C., Davidson B.S. Centre of pressure velocity shows impairments in NCAA Division I athletes six months post-concussion during standing balance. *J Sports Sci*. 2020; 38(23):2677-87.
336. Nilsson G., Ageberg E., Ekdahl C., Eneroth M. Balance in single-limb stance after surgically treated ankle fractures: a 14-month follow-up. *BMC Musculoskelet Disord*. 2006; 7:35.
337. Denehey T., Marshall T., Spaccarotella K., Andzel W. The Impact of an External Load of Football Equipment on Dynamic Balance as Assessed by the Modified Star Excursion Balance Test. *Int J Exerc Sci*. 2018; 11(4):797-805.
338. Potvin A.R., Tourtellotte W.W. The neurological examination: advancements in its quantification. *Arch Phys Med Rehabil*. 1975; 56(10):425-37.
339. Vellas B.J., Wayne S.J., Romero L., Baumgartner R.N., Rubenstein L.Z., Garry P.J. One-leg balance is an important predictor of injurious falls in older persons. *J Am Geriatr Soc*. 1997; 45(6):735-8.
340. Mao D.W., Li J.X., Hong Y. The duration and plantar pressure distribution during one-leg stance in Tai Chi exercise. *Clin Biomech*. 2006; 21(6):640-5.
341. Meyer P.F., Oddsson L.I., De Luca C.J. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Exp Brain Res*. 2004; 156(4):505-12.
342. Jiménez-Martín P.J., Hernández-Neira J.L. Biomechanical considerations of foot-ground contact in T'ai Chi Chuan. *J Altern Complement Med*. 2014; 20(10):743-9.
343. Kelly L.A., Kuitunen S., Racinais S., Cresswell A.G. Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2012; 27(1):46-51.

344. Matuszewska A., Liszkowski J., Walczak T., Buśkiewicz J. Zastosowanie systemu analizy ruchu BTS do określenia chwili utraty stabilności. *Aktualne Problemy Biomechaniki*, 2019; 17:69-76.
345. Kuczyński M., Podbielska M-L., Bieć D., Paluszak A., Kręcisz K. Podstawy oceny równowagi ciała, czyli co, w jaki sposób i dlaczego powinniśmy mierzyć? *Acta Bio-Optica et Informatica Medica*, 2012; 4(18):243–9.
346. Andreeva A., Melnikov A., Skvortsov D., Akhmerova K., Vavaev A., Golov A., Draugelite V., Nikolaev R., Chechelnicakaia S., Zhuk D., Bayerbakh A., Nikulin V., Zemková E. Postural Stability in Athletes: The Role of Age, Sex, Performance Level, and Athlete Shoe Features. *Sports*. 2020; 8(6):89.
347. Verhagen E., Bobbert M., Inklaar M., van Kalken M., van der Beek A., Bouter L., van Mechelen W. The effect of a balance training programme on centre of pressure excursion in one-leg stance. *Clin Biomech*. 2005; 20(10):1094-100.
348. Martins H.S., Lüdtke D.D., César de Oliveira Araújo J., Cidral-Filho F.J., Inoue Salgado A.S., Viseux F., Martins D.F. Effects of core strengthening on balance in university judo athletes. *J Bodyw Mov Ther*. 2019; 23(4):758-65.
349. Snyder N., Cinelli M. Comparing Balance Control Between Soccer Players and Non-Athletes During a Dynamic Lower Limb Reaching Task. *Res Q Exerc Sport*. 2020; 91(1):166-71.
350. Sterkowicz S., Jaworski J., Lech G., Pałka T., Sterkowicz-Przybycień K., Bujas P., Pięta P., Mościński Z. Effect of acute effort on isometric strength and body balance: trained vs. untrained paradigm. *PLoS One*, 2016; 11(5):e0155985.
351. Čeklić U., Šarabon N., Kozinc Ž. Postural Control in Unipedal Quiet Stance in Young Female Gymnasts and the Effects of Training with Consideration of Transient Behavior of Postural Sway. *Int J Environ Res Public Health*. 2022; 19(2):982.
352. Zech A., Steib S., Hentschke C., Eckhardt H., Pfeifer K. Effects of localized and general fatigue on static and dynamic postural control in male team handball athletes. *J Strength Cond Res*. 2012; 26(4):1162-8.
353. Paillard T., Borel L. Unilateral and bilateral fatiguing contractions similarly alter postural stability but differently modify postural position on bipedal stance. *Hum Mov Sci*. 2013; 32(2):353-62.
354. Paillard T., Lizin C., Rousseau M., Cebellan M. Time to task failure influences the postural alteration more than the extent of muscles fatigued. *Gait Posture*. 2014; 39(1):540-6.

355. Bruniera C.A., Rogério F.R., Rodacki A.L. Stabilometric response during single-leg stance after lower limb muscle fatigue. *Braz J Phys Ther.* 2013; 17(5):464-9.
356. Thiele R.M., Conchola E.C., Palmer T.B., DeFreitas J.M., Thompson B.J. The effects of a high-intensity free-weight back-squat exercise protocol on postural stability in resistance-trained males. *J Sports Sci.* 2015; 33(2):211-8.
357. Vuillerme N., Sporbert C., Pinsault N. Postural adaptation to unilateral hip muscle fatigue during human bipedal standing. *Gait Posture.* 2009; 30(1):122-5.
358. Springer B.K., Pincivero D.M. The effects of localized muscle and whole-body fatigue on single-leg balance between healthy men and women. *Gait Posture.* 2009; 30(1):50-4.
359. Lin D., Nussbaum M.A., Seol H., Singh N.B., Madigan M.L., Wojcik L.A. Acute effects of localized muscle fatigue on postural control and patterns of recovery during upright stance: influence of fatigue location and age. *Eur J Appl Physiol.* 2009; 106(3):425-34.
360. Gribble P.A., Hertel J. Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. *J Electromyogr Kinesiol.* 2004; 14(6):641-6.
361. Zanevskyy I., Nowak S. Balance control of the orthostatic body pose in physical education of students. *Physical education of students.* 2020; 24(1):63-70.
362. Daniels K.A.J., Henderson G., Strike S., Cosgrave C., Fuller C., Falvey É. The use of continuous spectral analysis for the assessment of postural stability changes after sports-related concussion. *J Biomech.* 2019; 97:109400.
363. Dierijck J.K., Wright A.D., Smirl J.D., Bryk K., van Donkelaar P. Sub-concussive trauma, acute concussion, and history of multiple concussions: Effects on quiet stance postural control stability. *Int J Psychophysiol.* 2018; 132(Pt A):74-80.
364. Sozzi S., Honeine J.L., Do M.C., Schieppati M. Leg muscle activity during tandem stance and the control of body balance in the frontal plane. *Clin Neurophysiol.* 2013; 124(6):1175-86.
365. Chaubet V., Paillard T. Effects of unilateral knee extensor muscle fatigue induced by stimulated and voluntary contractions on postural control during bipedal stance. *Neurophysiol Clin.* 2012; 42(6):377-83.
366. Boyas S., Hajj M., Bilodeau M. Influence of ankle plantarflexor fatigue on postural sway, lower limb articular angles, and postural strategies during unipedal quiet standing. *Gait Posture.* 2013; 37(4):547-51.

367. Obertinca, R., Dudonienė, V., Požerienė, J. Balance and Core Stabilization Training with Eyes Open Versus Eyes Closed in Young Football Players. *Reabilitacijos Mokslai: Slauga, Kineziterapija, Ergoterapija*, 2018; 2(19):51-60.
368. Aoki H. , Demura S., Kawabata H., Sugiura H., Uchida Y., Xu N., Murase H. Evaluating the effects of open/closed eyes and age-related differences on center of foot pressure sway during stepping at a set tempo. *Advances in Aging Research*, 2012; 1(3):72-7.
369. Hyouk Hyong I., Ho Kang J. Comparison of dynamic balance ability in healthy university students according to foot shape. *J. Phys. Ther. Sci.*, 2016; 28:661–4.
370. Wikstrom E.A., Tillman M.D., Borsa P.A. Detection of dynamic stability deficits in subjects with functional ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2005 Feb;37(2):169-75.
371. Baltich J., Emery C.A., Stefanyshyn D., Nigg B.M. The effects of isolated ankle strengthening and functional balance training on strength, running mechanics, postural control and injury prevention in novice runners: design of a randomized controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord.* 2014; 15:407.
372. Hollman J., Kolbeck K., Hitchcock J., Koverman J., Krause D. Correlations Between Hip Strength and Static Foot and Knee Posture. *J Sport Rehabil.* 2005; 15:12–23.
373. Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1987; 9:160–5.
374. Nigg B. Biomechanical considerations on barefoot movement and barefoot shoe concepts. *Footwear Sci.* 2009; 1:73–9.
375. Teyhen D.S., Stoltenberg B.E., Collinsworth K.M., Giesel C.L., Williams D.G., Kardouni C.H., Molloy J.M., Goffar S.L., Christie D.S., McPoil T. Dynamic plantar pressure parameters associated with static arch height index during gait. *Clin Biomech.* 2009; 24(4):391-6.
376. Yu B., Preston J.J., Queen R.M., Byram I.R., Hardaker W.M., Gross M.T., Davis J.M., Taft T.N., Garrett W.E. Effects of wearing foot orthosis with medial arch support on the fifth metatarsal loading and ankle inversion angle in selected basketball tasks. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007; 37(4):186-91.
377. Guettler J.H., Ruskan G.J., Bytomski J.R., Brown C.R., Richardson J.K., Moorman C.T. Fifth metatarsal stress fractures in elite basketball players: evaluation of forces acting on the fifth metatarsal. *Am J Orthop.* 2006; 35(11):532-6.

378. Queen R.M., Haynes B.B., Hardaker W.M., Garrett W.E Jr. Forefoot loading during 3 athletic tasks. *Am J Sports Med.* 2007; 35(4):630-6.
379. Hawrylak A., Chromik K., Ratajczak B., Barczyk-Pawelec K., Demczuk-Włodarczyk E. Spinal range of motion and plantar pressure in sport climbers. *Acta Bioeng Biomech.* 2017; 19(2):169-73.
380. Antwi-Afari M.F., Li H. Fall risk assessment of construction workers based on biomechanical gait stability parameters using wearable insole pressure system. *Advanced Engineering Informatics.* 2018; 38:683-94.
381. Sánchez-Rodríguez R., Martínez-Nova A., Escamilla-Martínez E., Pedrera-Zamorano J.D. Can the Foot Posture Index or their individual criteria predict dynamic plantar pressures? *Gait Posture.* 2012; 36(3):591-5.
382. Nigg B.M., Cole G.K., Nachbauer W. Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running. *Journal of Biomechanics.* 1993; 26(8):909–16.
383. Burns J., Crosbie J., Hunt A., Ouvrier R. The effect of pes cavus on foot pain and plantar pressure. *Clin Biomech* 2005; 20(9):877-82.
384. Jonely H., Brismée J.M., Sizer P.S. Jr, James C.R. Relationships between clinical measures of static foot posture and plantar pressure during static standing and walking. *Clin Biomech.* 2011; 26(8):873-9.
385. Goffar S.L., Reber R.J., Christiansen B.C., Miller R.B., Naylor J.A., Rodriguez B.M., Walker M.J., Teyhen D.S. Changes in dynamic plantar pressure during loaded gait. *Phys Ther.* 2013; 93(9):1175-84.
386. Okholm Kryger K., Jarratt V., Mitchell S., Forrester S. Can subjective comfort be used as a measure of plantar pressure in football boots? *J Sports Sci.* 2017; 35(10):953-9.
387. Ford K.R., Manson N.A., Evans B.J., Myer G.D., Gwin R.C., Heidt R.S. Jr, Hewett T.E. Comparison of in-shoe foot loading patterns on natural grass and synthetic turf. *J Sci Med Sport.* 2006; 9(6):433-40.
388. Queen R.M., Charnock B.L., Garrett W.E. Jr, Hardaker W.M., Sims E.L., Moorman C.T. A comparison of cleat types during two football-specific tasks on FieldTurf. *Br J Sports Med.* 2008; 42(4):278-84.
389. Orendurff M.S., Rohr E.S., Segal A.D., Medley J.W., Green J.R., Kadel N.J. Regional foot pressure during running, cutting, jumping and landing. *The American Journal of Sports Medicine.* 2008; 36(3):566–71.

390. Girard O., Millet G.P., Thomson A., Brocherie F. Is Plantar Loading Altered During Repeated Sprints on Artificial Turf in International Football Players? *J Sports Sci Med*. 2018; 17(3):359-65.
391. Azevedo R.R., Nery S.B., Stefanyshyn D.J., Carpes F.P. Plantar loading in the youth soccer player during common soccer movements and risk for foot injury. *Injury*. 2020; 51(8):1905-9.
392. Pirozzi K., McGuire J., Meyr A.J. Effect of variable body mass on plantar foot pressure and off-loading device efficacy. *J Foot Ankle Surg*. 2014; 53(5):588-97.
393. Helili M., Geng X., Ma X., Chen W., Zhang C., Huang J., Wang X. An Investigation of Regional Plantar Soft Tissue Hardness and Its Potential Correlation with Plantar Pressure Distribution in Healthy Adults. *Appl Bionics Biomech*. 2021; 2021:5566036.
394. Murphy D.F., Beynon B.D., Michelson J.D., Vacek P.M. Efficacy of plantar loading parameters during gait in terms of reliability, variability, effect of gender and relationship between contact area and plantar pressure. *Foot Ankle Int*. 2005; 26(2):171-9.
395. Yamamoto T., Hoshino Y., Kanzaki N., Nukuto K., Yamashita T., Ibaraki K., Nagamune K., Nagai K., Araki D., Matsushita T., Kuroda R. Plantar pressure sensors indicate women to have a significantly higher peak pressure on the hallux, toes, forefoot, and medial of the foot compared to men. *J Foot Ankle Res*. 2020; 13(1):40.
396. Birtane M., Tuna H. The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004; 19(10):1055-9.
397. Hawrylak A., Brzeźna A., Chromik K. Distribution of Plantar Pressure in Soccer Players. *Int J Environ Res Public Health*. 2021; 18(8):4173.
398. Tománková K., Přidalová M., Svoboda Z., Cuberek R. Evaluation of Plantar Pressure Distribution in Relationship to Body Mass Index in Czech Women During Walking. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2017; 107(3):208-14.
399. de Castro M.P., Abreu S.C., Sousa H., Machado L., Santos R., Vilas-Boas J.P. In-shoe plantar pressures and ground reaction forces during overweight adults' overground walking. *Res Q Exerc Sport*. 2014; 85(2):188-97.

Streszczenie

Wstęp. Uprawianie futbolu amerykańskiego, a w następstwie ryzyko przetrenowania i urazy kończyn dolnych mogą zaburzać funkcje stóp. Celem pracy było określenie wpływu uprawiania futbolu amerykańskiego na stan anatomopatologiczny i funkcjonalny stóp. Zbadana została urazowość kończyn dolnych i ukształtowanie stóp, rozkład obciążeń stóp podczas testów statycznych i chodu oraz wpływ cech antropometrycznych, czasu trenowania, równowagi oraz pozycji gracza na stopy.

Materiał i metody. Badaniem objęto 70 zawodników futbolu amerykańskiego, płci męskiej ($22,6 \pm 4,1$ lat), będących członkami Kraków Futbol Kings. Grupę kontrolną stanowiło 35 nietrenujących studentów WNZ Uniwersytetu Jagiellońskiego ($21,5 \pm 3,3$ lat).

Zastosowano narzędzia badawcze: autorską ankietę, wskaźnik ukształtowania stóp Foot Posture Index (FPI-6), test równowagi Y Balance Test (YBT) oraz platformę dynamometryczną (Zebris, FDM-S). Analizę rozkładu obciążeń stóp przeprowadzono w staniu obunóż, jednonóż i chodzie. Dodatkowo uwzględniono różnice pomiędzy pozycją ofensywną i defensywną i stan funkcjonalny stóp oraz ryzyko urazów kończyn dolnych związane z zaburzoną równowagą ciała. Badano także związek wieku, BMI i czasu trenowania z ukształtowaniem stóp, różnice wzorców obciążeń stóp pomiędzy kontrolą wzrokową i bez kontroli, korelacje wieku, BMI i zasięgów YBT z profilem obciążeń stóp. Analizę statystyczną przeprowadzono przy użyciu programu Statistica 13 PL, przyjmując poziom istotności $\alpha=0,05$.

Wyniki. W grupie badanej urazy stóp dotyczyły 10% urazów kończyn dolnych i występowały prawie dwukrotnie częściej u zawodników ofensywnych niż defensywnych. U graczy FA częściej obserwowano wyższe dodatnie wartości wskaźnika FPI-6, niż w grupie kontrolnej. Nie stwierdzono znamienych związków pomiędzy wiekiem, BMI i czasem trenowania, a ukształtowaniem stóp. U futbolistów uzyskano znamienne większe różnice w teście YBT, dotyczące asymetrii zasięgów kończyn dolnych i równowagi dynamicznej. Wartości obciążeń stóp nie różniły się między całą grupą badaną i kontrolną, podczas testu stania obunóż, ale zawodnicy ofensywni znacznie mniej obciążali stopę lewą, niż grupa kontrolna, podczas tej próby z zamkniętymi oczami. Podczas stania jednonóż obserwowano wyższe wartości COP i mniejsze obciążenie przodostopia obu stóp, w grupie futbolistów, zwłaszcza ofensywy, w porównaniu do grupy kontrolnej. Brak kontroli wzrokowej nie wpłynął istotnie na wartości całkowitego obciążenia stóp u futbolistów, ale miał znaczenie dla wielkości obciążeń poszczególnych obszarów stóp, zależnie od testu i pozycji gracza. W grupie futbolistów zaobserwowano znamienne krótszy czas kontaktu obu stóp z podłożem oraz czas przetaczania stopy lewej podczas chodu, w porównaniu z grupą kontrolną. Wykazano wyższe wartości średniej maksymalnej siły i nacisku obu stóp, porównując grupę badaną do kontrolnej. Gracze defensywni mieli znacznie większy średni maksymalny nacisk śródstopia prawego podczas chodu, niż ofensywni. Średni czas działania średniej maksymalnej siły podczas chodu był istotnie krótszy dla śródstopia lewego grupy badanej i ofensywnej, niż kontrolnej. W grupie futbolistów stwierdzono znamienne korelacje pomiędzy zmiennymi uzyskanymi

podczas chodu, a wiekiem i BMI. Wartości zasięgu YBT w kierunkach tylnych korelowały znamienne z obciążeniem przodostopia i tyłostopia stopy lewej podczas stania jednonóż.

Wnioski. Trenowanie FA zwiększa ryzyko urazów stóp, wpływa na częstsze występowanie postawy pronacyjnej stóp i prowadzi do przeciążeń poszczególnych obszarów stóp. Wiek, wartości wskaźnika BMI i czas trenowania nie wykazały związku z ukształtowaniem stóp u badanych futbolistów. Zaobserwowano: wpływ cech antropometrycznych, kontroli wzrokowej, zaburzeń równowagi ciała oraz pozycji sportowej gracza na profile obciążeń stóp i ryzyko urazów kończyn dolnych. Badania wskazują na potrzebę profilaktyki ukształtowania stóp i przeciążeń stóp, kontroli wskaźnika BMI oraz poprawę równowagi ciała u futbolistów. Sportowcy powinni dociążyć przodostopie podczas pozycji jednonóż, w celu poprawy rozkładu obciążeń w stopie i równowagi. Zwłaszcza u zawodników defensywnych powinno się dążyć do niwelowania nadmiernych obciążeń stóp podczas chodu. Zaleca się optymalizację programów treningowych, w celu zapobiegania urazom i patologicznym zmianom rozkładu obciążeń w stopach, również z uwzględnieniem pozycji na boisku.

Słowa kluczowe: Futbol Amerykański, funkcja stopy, Foot Posturę Index, pedobarometria, równowaga, Y Balance Test, stanie obunóż, stanie jednonóż, chód, nacisk podeszwoy

Summary

Introduction. Playing American football is often linked with the risk of overtraining as well as sustaining lower limb injuries, resulting in impairment of the functions of the feet. The aim of the study was to determine the impact of playing AF on the anatomopathological and functional condition of the feet. The study covered traumatic injuries of the lower limbs, foot formation, distribution of foot loads during static and gait tests as well as the impact of anthropometric features, training time, balance and player's position on the feet.

Material and methods. The study involved 70 consecutive male American football players (22.6 ± 4.1 years old) who are members of the “Kraków Futbol Kings” team. The control group consisted of 35 non-training students of the Faculty of Health Sciences of the Jagiellonian University (21.5 ± 3.3 years old).

The following research tools were applied: an original questionnaire, Foot Posture Index (FPI-6), Y Balance Test (YBT) and a dynamometer platform (Zebris, FDM-S). The analysis of foot load distribution was carried out in gait as well as in the bipedal and single leg standing positions. In addition, the differences between the offensive and defensive positions were taken into account, including the functional condition of the feet and the risk of lower limb injuries related to disturbed body balance. The relationships of age, BMI and training time with foot formation, differences in foot load patterns between visual and non-visual control, correlations of age, BMI and YBT ranges with the foot load profile were also studied. Statistical analysis was performed using the Statistica 13 PL software, assuming the significance level $\alpha=0.05$.

Results. In the study group, foot injuries constituted 10% of the lower limb injuries and occurred almost twice as often in the offensive players than in the defensive ones. Higher positive FPI-6 values were more often observed in the American football players than in the control group. There were no significant relationships between age, BMI, training time and foot formation. In the football players, significantly greater differences were obtained in the YBT test, regarding the asymmetry of the lower limbs' reach and dynamic balance. The values of foot loads did not differ between the entire study group and the control group during the stance bipedal test, but the offensive players put much less load on the left foot than the control group during this test with eyes closed. During single leg stand, higher center of pressure (COP) values and less load on the forefoot of both feet were observed in the football group, especially in the offensive group, compared to the control group. The lack of visual control did not significantly affect the values of the total foot load in the football players, but it was significant for the magnitude of loads on individual areas of the feet, depending on the test and on the player's position. In football players, significantly shorter time of contact of both feet with the ground and the time of rolling of the left foot during gait was observed, compared to the control group. Higher values of the average maximum force and pressure of both feet were noted, comparing the study group to the control group. The defensive players had a significantly greater average maximal pressure on the right metatarsal in gait when

compared with the offensive players. The average duration of the average maximum force in gait was significantly shorter for the left metatarsal in the case of the test and offensive groups than in the case of the control group. In football players, significant correlations between the age, the BMI and the variables obtained during gait were found. The YBT range values in the posterior directions correlated significantly with the load on the forefoot and hindfoot of the left foot during unipedal standing.

Conclusions. Playing AF increases the risk of foot injuries, affects more frequent incidence of foot pronation and leads to overloading of individual areas of the feet. Age, BMI values and training time did not show any connection with the foot formation in the examined football players. On the other hand, anthropometric features, visual inspection, body balance disorders and sports position of the player were observed to influence the foot load profiles and the risk of lower limb injuries. The research indicates the need for the preventive healthcare of the foot formation and foot overload, as well as for the control of the BMI and, finally, for the improvement of the body balance in football players. Athletes should add weight to the forefoot while in the one-legged position to improve the foot load distribution and balance. Efforts should be made to eliminate excessive loads on the feet in gait, especially among defensive players. It is recommended to optimize training programs in order to prevent injuries and pathological changes in the distribution of loads in the feet, also with regard to the position on the pitch.

Keywords: American Football, foot function, Foot Posture Index, pedobarometry, balance, Y Balance Test, bipedal stand, Single Leg Balance, gait, plantar pressure

Spis rycin

Rycina 1. Parametry wykorzystywane do oceny stopy wg wskaźnika FPI-6 (źródło własne).....	39
Rycina 2. Przyrząd do wykonania testu Y Balans Test (źródło własne).....	41
Rycina 3. Badanie za pomocą testu Y Balans Test w 3 kierunkach ruchu (źródło własne)	43
Rycina 4. Sposób badania na platformie Zebris FDM-S (źródło własne)	44
Rycina 5. Zobrazowane raporty z platformy Zebris FDM-S - wybrane parametry przetaczania stopy podczas chodu u gracza FA (źródło własne)	45
Rycina 6. Rozkład BMI w grupach badanej i kontrolnej; $p < 0,05$ wartość istotna statystycznie, test U Manna-Whitneya	46
Rycina 7. Lokalizacja urazów u badanych trenujących futbol amerykański	50
Rycina 8. Typ urazu u badanych trenujących futbol amerykański	51
Rycina 9. Podsumowanie wartości wskaźnika FPI-6 w grupach badanej i kontrolnej.....	57
Rycina 10. Wartości wskaźnika FPI-6 w grupach: ofensywnej, defensywnej, kontrolnej; P- prawa, L- lewa	57

Spis tabel

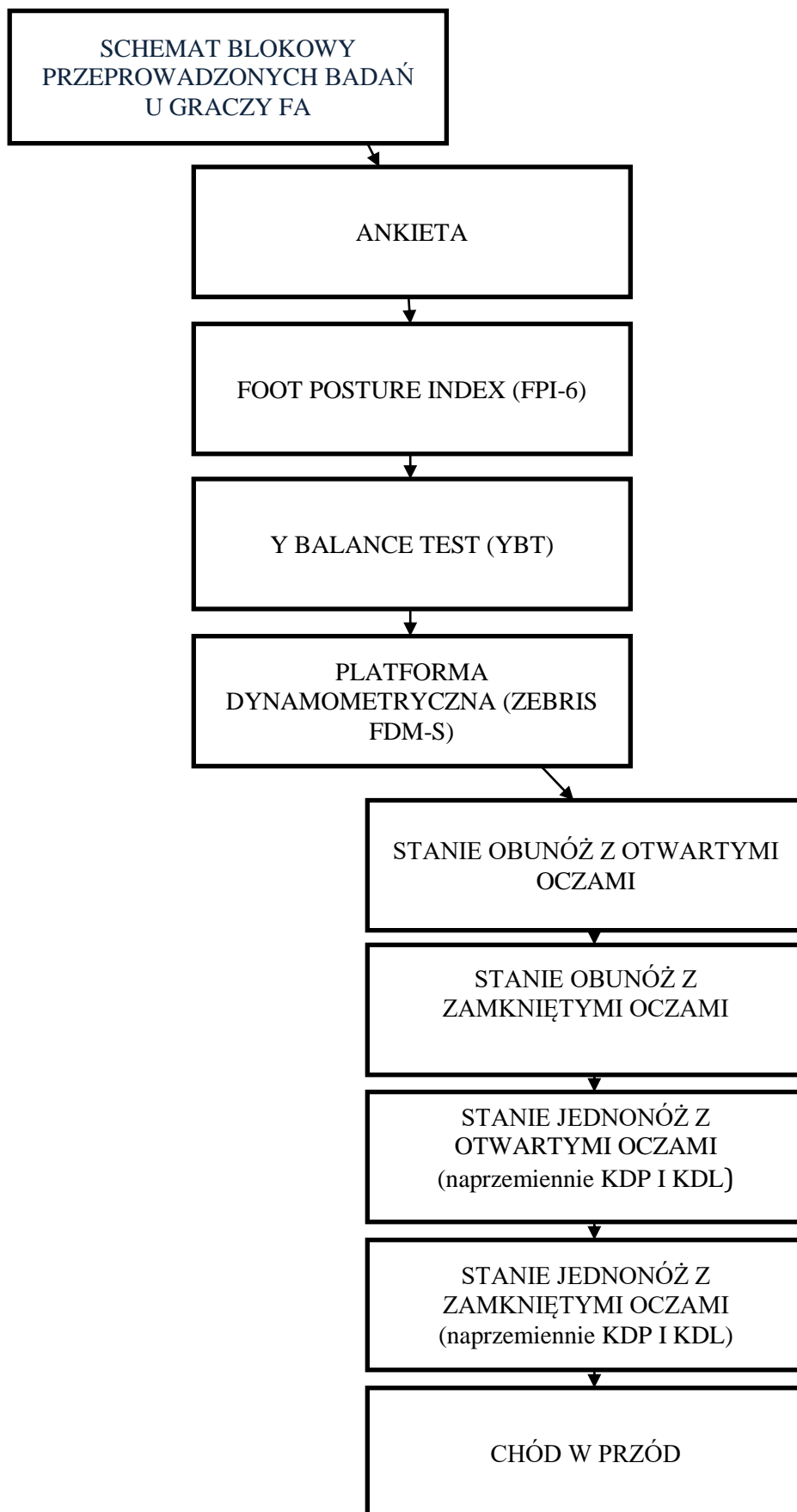
Tabela 1. Główne stabilizatory wpływające na wysklepienie podłużne i poprzeczne stopy (na podstawie [129,142]).....	23
Tabela 2. Charakterystyka badanej grupy	35
Tabela 3. Charakterystyka podziału badanej grupy	35
Tabela 4. Opis cech ilościowych badanej grupy	36
Tabela 5. Klasyfikacja ukształtowania stopy w zależności od wartości wskaźnika FPI-6 [235] .	38
Tabela. 6. Szczegółowe kryteria oceny postawy stóp wg FPI-6 (na podstawie [236]).....	40
Tabela 7. Rozkład wyników BMI w badanych grupach	47
Tabela 8. Charakterystyka badanych pod względem czasu i częstości treningu futbolu amerykańskiego, badań lekarskich, urazowości kończyn dolnych (występowania urazu, czasu od urazu, okoliczności powstania urazu)	48
Tabela 9. Struktura postępowania terapeutycznego po urazie u badanych.....	52
Tabela 10. Wartości składowych wskaźnika FPI-6 w grupach badanej i kontrolnej.....	53
Tabela 11. Wartości składowych wskaźnika FPI-6 w badanych grupach	54
Tabela 12. Podsumowanie wartości wskaźnika FPI-6 w grupach badanej i kontrolnej	56
Tabela 13. Ocena związku między FPI-6 a kategoriami BMI, wiekiem i czasem trenowania w grupach badanej i kontrolnej	58
Tabela 14. Związek między ukształtowaniem stopy (FPI-6) a BMI w grupach badanej i kontrolnej	59
Tabela 15. Średnie wartości długości kończyn dolnych w grupach badanej i kontrolnej	60
Tabela 16. Średnie wartości długości kończyn dolnych w badanych grupach	60
Tabela 17. Średnie wartości YBT oraz długości kończyn dolnych po stronie prawej i lewej w badanych grupach.....	61
Tabela 18. Różnica wartości zasięgu między kończynami dolnymi w zakresie YBT w grupach badanej i kontrolnej [cm]	62
Tabela 19. Różnica wartości zasięgu między kończynami dolnymi w zakresie YBT w badanych grupach [cm]	62
Tabela 20. Różnica między kończynami dolnymi w zakresie YBT w grupach badanej i kontrolnej	63
Tabela 21. Różnica wartości między kończynami dolnymi w zakresie YBT w badanych grupach	63
Tabela 23. Narażenie na ryzyko urazu kończyn dolnych w badanych grupach	65

Tabela 24. Wartości COP oraz obciążenia stóp podczas stania obunóż z otwartymi oczami w grupach badanej i kontrolnej.....	66
Tabela 25. Wartości COP i obciążenia stóp podczas stania obunóż z zamkniętymi oczami w grupach badanej i kontrolnej.....	66
Tabela 26. Wartości COP i obciążenia stóp podczas stania obunóż z otwartymi oczami w badanych grupach.....	68
Tabela 27. Wartości COP i obciążenia stóp podczas stania obunóż z zamkniętymi oczami w badanych grupach.....	68
Tabela 28. Porównanie całkowitego obciążenia kończyn dolnych podczas stania obunóż w badanych grupach.....	69
Tabela 29. Porównanie całkowitego obciążenia kończyn dolnych podczas stania obunóż w próbach z otwartymi i zamkniętymi oczami	70
Tabela 30. Wartości COP i obciążenia stopy podczas stania na kończynie dolnej lewej z otwartymi oczami w grupach badanej i kontrolnej	71
Tabela 31. Wartości COP i obciążenia stopy podczas stania na kończynie dolnej lewej z zamkniętymi oczami w grupach badanej i kontrolnej.....	72
Tabela 32. Wartości COP i obciążenia stopy podczas stania na kończynie dolnej lewej z otwartymi oczami w badanych grupach	73
Tabela 33. Wartości COP i obciążenia stopy podczas stania na kończynie dolnej lewej z zamkniętymi oczami w badanych grupach.....	74
Tabela 34. Wartości COP i obciążenia stopy podczas stania na kończynie dolnej prawej z otwartymi oczami w grupach badanej i kontrolnej	75
Tabela 35. Wartości COP i obciążenia stopy podczas stania na kończynie dolnej prawej z zamkniętymi oczami w grupach badanej i kontrolnej.....	76
Tabela 36. Wartości COP i obciążenia stopy podczas stania na kończynie dolnej prawej z otwartymi oczami w badanych grupach	77
Tabela 37. Wartości COP i obciążenia stopy podczas stania na kończynie dolnej prawej z zamkniętymi oczami w badanych grupach.....	78
Tabela 38. Porównanie całkowitego obciążenia kończyn dolnych podczas stania obunóż w badanych grupach.....	79
Tabela 39. Porównanie całkowitego obciążenia kończyn dolnych podczas stania obunóż w próbie z otwartymi i zamkniętymi oczami w badanych grupach.....	80
Tabela 40. Porównanie wyników długości ścieżki COP i czasu kontaktu stopy z podłożem w grupach badanej i kontrolnej.....	81

Tabela 41. Porównanie wyników długości ścieżki COP i czasu kontaktu stopy z podłożem w badanych grupach.....	82
Tabela 42. Porównanie wyników czasu przetaczania stopy w grupach badanej i kontrolnej.....	83
Tabela 43. Porównanie wyników czasu przetaczania stopy w badanych grupach	83
Tabela 44. Porównanie maksymalnej siły i nacisku stóp oraz czasu maksymalnej siły u badanych podczas chodu	84
Tabela 45. Porównanie maksymalnej siły i nacisku stóp oraz czasu maksymalnej siły u badanych podczas chodu	85
Tabela 46. Korelacje wieku z maksymalną siłą i maksymalnym naciskiem podczas chodu w grupach badanej i kontrolnej	86
Tabela 47. Korelacja BMI z maksymalną siłą i maksymalnym naciskiem podczas chodu u badanych.....	87
Tabela 48. Korelacje zmiennych YBT i platformy w grupie badanej	88
Tabela 49. Korelacje zmiennych YBT i platformy grupie kontrolnej	89

Załącznik 1

Schemat poglądowy przeprowadzonych badań u graczy futbolu amerykańskiego.



Załącznik 2

ANKIETA

Szanowny Respondencie zwracam się z uprzejmą prośbą o udzielenie odpowiedzi na poniższe pytania ankiety. Pomogą one ocenić stan zdrowotny osób trenujących futbol amerykański, a zarazem posłużą wyciągnięciu wniosków do prac naukowych.

IMIĘ I NAZWISKO

WIEK (lata)	MASA CIAŁA (kg)	WZROST (cm)
NAZWA KLUBU	NAZWA DRUŻYNY	
ZAJMOWANA POZYCJA NA BOISKU:	<input type="checkbox"/> OFENSYWNA	<input type="checkbox"/> DEFENSYWNA
ZAWÓD:		
HOBBY, SPOSÓB SPĘDZANIA WOLNEGO CZASU:	<input type="checkbox"/> AKTYWNIE	<input type="checkbox"/> NIEKATYWINIE <input type="checkbox"/> NIE WIEM
KOŃCZYNA DOLNA DOMINUJĄCA:	<input type="checkbox"/> PRAWA	<input type="checkbox"/> LEWA

1. Trenuje Pan futbol amerykański:

- zawodowo
- amatorsko

2. Czy uprawia Pan dodatkowe sporty?

- tak, jakie?
- nie

3. Jak długo trenuje Pan futbol amerykański?

- <1 rok
- 1-3 lat
- 4-6 lat
- 7-9 lat
- >9lat

4. Jak często trenuje Pan futbol amerykański?

- codziennie, 4-6 x w tygodniu
- 3-2 razy w tygodniu
- raz na tydzień
- raz na 2 tygodnie
- raz w miesiącu i rzadziej

5. Czy jest Pan poddawany systematycznym badaniom lekarskim?

- tak
- nie

6. Czy przebył Pan uraz kończyn dolnych?

- tak
- nie

Jeśli na pytanie 6. odpowiedział Pan twierdząco proszę przejść do kolejnych pytań, a jeśli nie to proszę przejść do pytania 17.

7. Miejsce urazu/urazów:

<ul style="list-style-type: none">• stopa	<ul style="list-style-type: none">• staw kolanowy
<ul style="list-style-type: none">• staw skokowy	<ul style="list-style-type: none">• udo
<ul style="list-style-type: none">• podudzie	<ul style="list-style-type: none">• staw biodrowy

8. Ile czasu minęło od ostatniego urazu/urazów w obrębie kończyn dolnych:

- 1-3 miesięcy
- 3-6 miesięcy
- 6-12 miesięcy
- powyżej 1 roku do 2 lat
- więcej niż 2 lata

9. Rodzaj przebytego urazu/urazów (proszę opisać) :

- złamanie.....
- zwichnięcie
- skręcenie.....
- stłuczenie.....
- uraz mięśni/ścięgien/więzadeł.....
- zapalenie ścięgien/stany zapalne.....
- inne, jakie?.....

10. Okoliczności powstania urazu/urazów:

- trening
- zawody
- inne, jakie?.....

11. Czy po przebytych urazach/urazach używał Pan zaopatrzenia ortopedycznego?

- tak, jakie?.....
- nie

12. Czy po przebytych urazach/urazach korzystał Pan z pomocy fizjoterapeuty?

- tak
- nie

13. Czy po przebytych urazach korzystał Pan z pomocy lekarskiej?

- tak
- nie

14. Czy przebył Pan operacje?

- tak, jakie?.....
- nie

15. Uraz/urazy leczono:

- zachowawczo
- operacyjnie

16. Jak długo trwał okres rekonwalescencji?

- <1 miesiąca
- 2-3 miesiący
- 4-6 miesiący
- 7-12 miesiący
- >12 miesiący

17. Czy uważa Pan, że powinna być wdrożona dodatkowa forma fizjoterapii, testy diagnostyczne, zaawansowane badania prewencyjne urazów?

- tak
- nie

Dziękuję za poświęcony czas