

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO
IM. JERZEGO KUKUCZKI W KATOWICACH
WYDZIAŁ WYCHOWANIA FIZYCZNEGO

ZBIGNIEW REKTOR

**WPLYW GŁĘBOKOŚCI ZAMACHU KOŃCZYN DOLNYCH
NA STRUKTURĘ SKOKU PIONOWEGO SIATKAREK**

Rozprawa na stopień doktora nauk o kulturze fizycznej

PROMOTOR:
DR HAB. HENRYK KRÓL

KATOWICE 2020

SPIS TREŚCI

WYKAZ PRZYJĘTYCH SKRÓTÓW.....	4
WPROWADZENIE.....	5
1. PROBLEM BADAWCZY W LITERATURZE.....	7
1.1. SKOK PIONOWY – JEGO STRUKTURA, OPIS I RODZAJE.....	7
1.1.1. Struktura ruchu i inne cechy skoku pionowego.....	7
1.1.1.1. Struktura a technika ruchu.....	10
1.1.1.2. Cykl rozciąganie - skracanie mięśni.....	13
1.1.1.3. Charakterystyki mechaniczne mięśnia.....	15
1.1.2. Mechanizm wywołania ruchu w skoku pionowym.....	19
1.1.3. Opis skoku pionowego według Bartlett’a	21
1.1.4. Rodzaje skoków pionowych.....	22
1.1.4.1. Skok z zamachem kończyn dolnych (CMJ).....	23
1.1.4.2. Skok z półprzysiadu (bez zamachu kończyn dolnych – SJ).....	39
1.1.4.3. Skok w głąb (DJ).....	43
1.1.4.4. Wpływ zamachu kończyn dolnych na parametry skoku pionowego...48	
1.1.4.5. Rola wymachu kończyn górnych w skoku pionowym.....	54
1.1.4.6. Różnice między rodzajami skoku pionowego (CMJ, SJ a DJ).....	61
1.2. SIŁOWO-SZYBKOŚCIOWE ZDOLNOŚCI MOTORYCZNE JAKO CZYNNIK WARUNKUJĄCY REZULTAT W SKOKU PIONOWYM.....	65
1.2.1. Zdolności koordynacyjne.....	65
1.2.2. Zdolności kondycyjne.....	68
1.3. MOTYWACJA CZYNNIKIEM WARUNKUJĄCYM REZULTAT SKOKU PIONOWEGO	74
2. ZAŁOŻENIA I CEL PRACY.....	79
3. MATERIAŁ I METODY.....	82
3.1. CHARAKTERYSTYKA BADANYCH.....	82
3.2. SKOKI PODDANE BADANIOM.....	82
3.3. METODY POMIAROWE I OPRACOWANIE MATERIAŁU.....	84
3.3.1. Optoelektroniczny system pomiarowy BTS SMART-E.....	84
3.3.2. Elektromiografia.....	85
3.3.3. Dynamografia.....	87

3.3.4. Metody statystyczne.....	89
4. WYNIKI.....	90
4.1. PRĄDY CZYNNOŚCIOWE MIĘŚNI.....	90
4.2. CHARAKTERYSTYKI CZASOWE I WYBRANE PARAMETRY UZYSKANE Z PLATFORMY SIŁY.....	106
4.3. KINEMATYKA SKOKÓW OKREŚLONA OPTOELEKTRONICZNYM SYSTEMEM SMART.....	111
5. DYSKUSJA.....	119
5.1. AKTYWNOŚĆ BIOELEKTRYCZNA MIĘŚNI W KOLEJNYCH FAZACH RUCHU.....	121
5.2. KINETYKA I KINEMATYKA SKOKÓW.....	125
5.2.1. Różnice w strukturze zewnętrznej - kinematycznej skoków.....	125
5.2.2. Charakterystyki czasowe siły a kryteria skuteczności techniki ruchu.....	126
5.2.3. Czasy kolejnych faz ruchu - rytm skoków.....	128
5.3. SYNTETYCZNA ANALIZA DANYCH.....	129
6. WNIOSKI.....	135
PIŚMIENNICTWO.....	137
DODATEK.....	158
STRESZCZENIE.....	170
SUMMARY.....	175

WYKAZ PRZYJĘTYCH SKRÓTÓW

- CC – ang. *contractile component* (elementy kurczliwe)
CR-S – cykl pracy mięśni rozciąganie-skracanie
CMJ – ang. *counter movement jump* – skok pionowy wykonany z zamachem kończyn dolnych, bez wymachu kończyn górnych
DJ – ang. *drop, depth jump* (skok w głąb; zeskok)
EK – elementy kurczliwe mięśni (ang. *contractile component, element*)
EMG – elektromiografia
 $F(t)$ – charakterystyka siły funkcji czasu
 $F(v)$ – charakterystyka siły funkcji prędkości
GCMJ – skok pionowy z głębszym zamachem kończyn dolnych
MVC – ang. *Maximum Voluntary Contractions* (maksymalny dowolny skurcz mięśni w statyce)
OSC – ogólny środek ciężkości
OSM – ogólny środek masy
PCMJ – skok pionowy z płytszym zamachem kończyn dolnych
RES – ang. *parallel elastic components, elements* (równoległe przebiegające elementy – komponenty – sprężyste (elastyczne) komórek mięśniowych i otaczającej je tkanki łącznej)
RFD – ang. *rate of force development* (szybkość narastania siły)
RMS EMG – ang. *root mean square* EMG (wartość skuteczna – średniokwadratowa – zapisu elektromiograficznego)
RR – ramiona – synonim kończyn górnych
RSI – ang. *reactive strength index* (wskaźnik siły reaktywnej)
SCMJ – skok pionowy wykonany na polecenie „wyskocz tak, aby dotknąć głową zawieszanej poprzeczki” (skok specjalny)
SES – ang. *series elastic components, elements* (szeregowo ułożone elementy – komponenty – sprężyste (elastyczne) komórek mięśniowych))
SJ – ang. *squat jump* (skok pionowy bez zamachu kończyn dolnych – z półprzysiadu)
UKS – chwila utraty kontaktu stóp z podłożem (ang. *instant at the takeoff*)
WCMJ – skok pionowy z wymachem kończyn dolnych i górnych

NAZWY MIĘŚNI

- AEO – *abdominal external oblique* (skośny zewnętrzny brzucha)
BF – *biceps femoris* (dwugłowy uda)
DA – *deltoid anterior* (przednia część naramiennego)
ES – *erector spinae* (prostownik grzbietu)
 G_{lat} – *gastrocnemius caput laterale* (brzuchaty łydki głowa boczna)
 G_{maks} – *gluteus maximus* (pośladkowy wielki)
 G_{med} – *gastrocnemius caput mediale* (brzuchaty łydki głowa przyśrodkowa)
RA – *rectus abdominis* (prosty brzucha)
RF – *rectus femoris* (prosty uda)
TA – *tibialis anterior* (piszczelowy przedni)
VL – *vastus lateralis* (obszerny boczny)
VM – *vastus medialis* (obszerny przyśrodkowy)

WPROWADZENIE

W lokomocji, oprócz dwóch podstawowych form poruszania się, tj. chodu i biegu, szczególną, jednak uzupełniającą rolę, spełniają skoki. W odróżnieniu od dwóch pierwszych form, skoki są acykliczną czynnością ruchową, składającą się z fazy zamachu, odbicia, lotu i lądowania. Główną fazę każdego skoku stanowi odbicie, jako że wtedy realizowane jest podstawowe zadanie – nadanie ciała, niezbędnej do jego przemieszczenia, prędkości (pędu).

W piłce siatkowej zawodniczki/cy często wykonują wyskoki w górę (skoki pionowe) w różnych działaniach defensywnych i ofensywnych podczas treningów i gier [Papageorgiou i Spitzley, 2003; Kenny i Gregory, 2006]. Można je wykonać jako skoki z zamachem, z krokiem podejścia lub bez [Ziv i Lidor, 2010] i przy różnych ułożeniach kończyn górnych [Neves i wsp., 2011]. W czasie skoku siatkarki/rze zazwyczaj wykorzystują pełny wymach kończyny górnej – zbijającej, przy czym początkowo jest ona odprowadzana do tyłu, a następnie poruszana do przodu z całkowicie wyprostowanym łokciem [Neves i wsp., 2011]. W piłce siatkowej wyskok w górę jest kluczowym ruchem podczas serwowania (ang. *serve jump*), ustawiania bloku (ang. *blok jump*) i zbijania piłki (ang. *spike jump*) [Sheppard i wsp., 2008].

Różnego rodzaju skoki wykorzystywane są jako test oceny mocy kończyn dolnych i tułowia, tj. poziomu przygotowania siłowo-szybkościowego osób ćwiczących. Najczęściej jest nim jednak skok pionowy z zamachem kończyn dolnych, wykonany z miejsca (ang. *counter movement jump* – CMJ) [Fukashimo i Komi, 1987; Aragon-Vargas i Gross, 1997a i 1997b; Riggs i Sheppard, 2009; Król i Mynarski, 2010; Litkowycz i wsp., 2010]. Odmianami CMJ są: skok pionowy bez zamachu kończyn dolnych (ang. *squat jump* – SJ) i skok w głąb (ang. *drop, depth jump* – DJ). Dla zwiększenia efektu skoku, wykonywane w teście ruchy części ciała muszą być szybkie i dobrze skoordynowane, aby doprowadzić do udanego, tj. wysokiego, wyskoku. Zwiększenie wielkości wyskoku jest zasadniczym elementem poprawy efektywności ruchu w wielu dyscyplinach sportu, w tym w piłce siatkowej. Sam test CMJ nie jest „czystym” pomiarem poziomu zdolności siłowo-szybkościowych osoby badanej, zależy bowiem jeszcze od sposobu wykonania tej czynności, tj. od techniki ruchu [Hudson, 1986; Bobbert i wsp., 1987; Kollias i wsp., 2004]. Na sposób wykonywania CMJ mają wpływ połączone efekty ekscentrycznego i koncentrycznego skurczu mięśni, obejmujących stawy kończyn dolnych i tułów, zwane cyklem rozciągania-skracania (CR-S), a także to, czy kończyny górne są w wymachu podczas fazy odbicia [Bosco i Komi, 1979; Lees i wsp., 2004; De Villarreal i wsp., 2009]. Kolejnym, równie ważnym, czynnikiem

warunkującym rezultat skoku pionowego, jest właściwe nastawienie osoby ćwiczącej do postawionego przed nią zadania. Jest to składowa szeroko rozumianego przygotowania psychologicznego, które obejmuje w pełni zaplanowany proces odpowiedniej motywacji ćwiczących do realizacji pracy treningowej i rywalizacji sportowej podczas zawodów. Niniejsza rozprawa po części dotyczy aspektu motywacji do osiągnięcia lepszego rezultatu podczas testu CMJ. Zasadniczym celem pracy jest jednak ocena wpływu głębokości zamachu kończyn dolnych na strukturę ruchu skoku pionowego. Drugim celem jest ustalenie „zakresu ruchu” zamachu kończyn dolnych w różnych rodzajach skoku pionowego, wykonanych przy stałym poziomie przygotowania siłowo-szybkościowego zawodniczek.

1. PROBLEM BADAWCZY W LITERATURZE

1.1. SKOK PIONOWY – JEGO STRUKTURA, OPIS I RODZAJE

Skok to bardzo zróżnicowana forma czynności ruchowej (ruchu), obejmująca zarówno prosty wyskok w górę lub też skok w dal z miejsca, ale także bardziej złożone przewroty wolne, wykonane zarówno wokół osi poprzecznej (tzw. salta), jak i długiej (śruby), a występujące np. w snowboardzie i narciarstwie dowolnym, skokach do wody oraz gimnastyce. Czynność typu skok jest acykliczną formą ruchu, w odróżnieniu od np. chodu i biegu, będących czynnościami cyklicznymi. Zarówno czynności cykliczne jak i acykliczne cechuje fazowa budowa (struktura), tzn. można w nich wyróżnić wybrane przedziały czasowe, w których realizowane są określone cele. Na *strukturę ruchu*, rozumianą jako „...organizacja (uporządkowanie) ważnych elementów – jego faz lub części – w ramach całości czynności ruchowej” [Król, 2016; s. 138], w formach acyklicznych składają się ogólnie trzy fazy: początkowa, główna i końcowa¹. Natomiast w konkretnych ruchach acyklicznych, tj. w skokach, rzutach czy kopnięciach, nazwy faz są już specyficzne dla danej formy czynności ruchowej.

1.1.1. Struktura ruchu i inne cechy skoku pionowego

W skokach z miejsca, np. w skoku pionowym, specyficzne są fazy: zamachu, odbicia, lotu i lądowania.

*Zamach*² to osobliwa forma fazy początkowej, której celem jest stworzenie optymalnych warunków do realizacji fazy głównej³ [Król i Mynarski, 2005]. Cel ten można osiągnąć przez wstępne rozciągnięcie mięśni kończyn dolnych i tułowia. Zwiększa to elastyczną (sprężystą) energię tych mięśni, co z kolei poprawia skuteczność kolejnej fazy. Zdaniem Króla „...zadaniem zamachu jest wydłużenie drogi działania mięśni w fazie głównej, wprowadzenie ich w stan wstępnego napięcia oraz stworzenie sprzyjających proporcji kątowych w stawach” [Król, 2016; s. 138-139]. *Odbicie* stanowi fazę główną skoku, gdyż wtedy realizowane jest podstawowe zadanie, gwarantujące osiągnięcie najwyższej wysokości

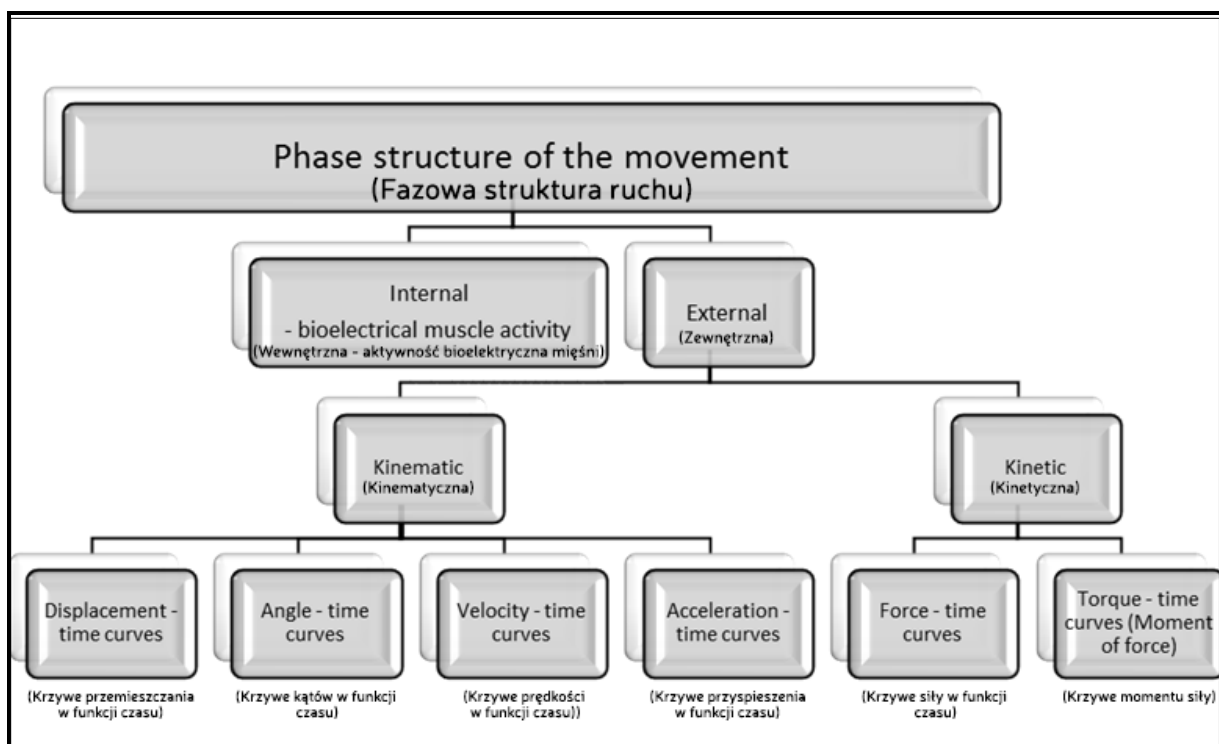
¹ W ruchach cyklicznych faza trzecia i pierwsza, następujących po sobie cykli ruchu, „nakładają się” – trzecia faza cyklu poprzedniego pełni rolę pierwszej dla kolejnego cyklu [Król i Mynarski, 2005].

² Zamach (ruch zamachowy) – ruch całego ciała lub określonych jego części o zwrocie przeciwnym do występującego w fazie głównej [Bober i Hay, 1979; Król i wsp., 2011; Król, 2016].

³ W wielu czynnościach ruchowych oprócz zamachu stosuje się jeszcze inne formy przygotowania fazy głównej, w postaci: rozbiegu, naskoku lub najazdu. Ich kierunek i zwrot jest zgodny z ruchem ciała w fazie głównej, dzięki czemu znajduje się ono w ruchu już na początku tej fazy [Król, 2016].

skoku. Celem odbicia jest rozwinięcie odpowiedniego popędu siły, aby nadać ciału maksymalnego pędu. **Lot** obejmuje wznoszenie ciała oraz jego opadanie, a celem jest przygotowanie do następującego po nim lądowania. **Lądowanie** ma na celu wyhamowanie pędu ciała, zabezpieczenie stawów kończyn dolnych przed uszkodzeniem oraz przyjęcie stabilnej pozycji.

Fazowa struktura skoków, zgodnie z klasyfikacją parametrów mechanicznych, może być kinetyczna bądź kinematyczna (łącznie zewnętrzna; ryc. 1.1).

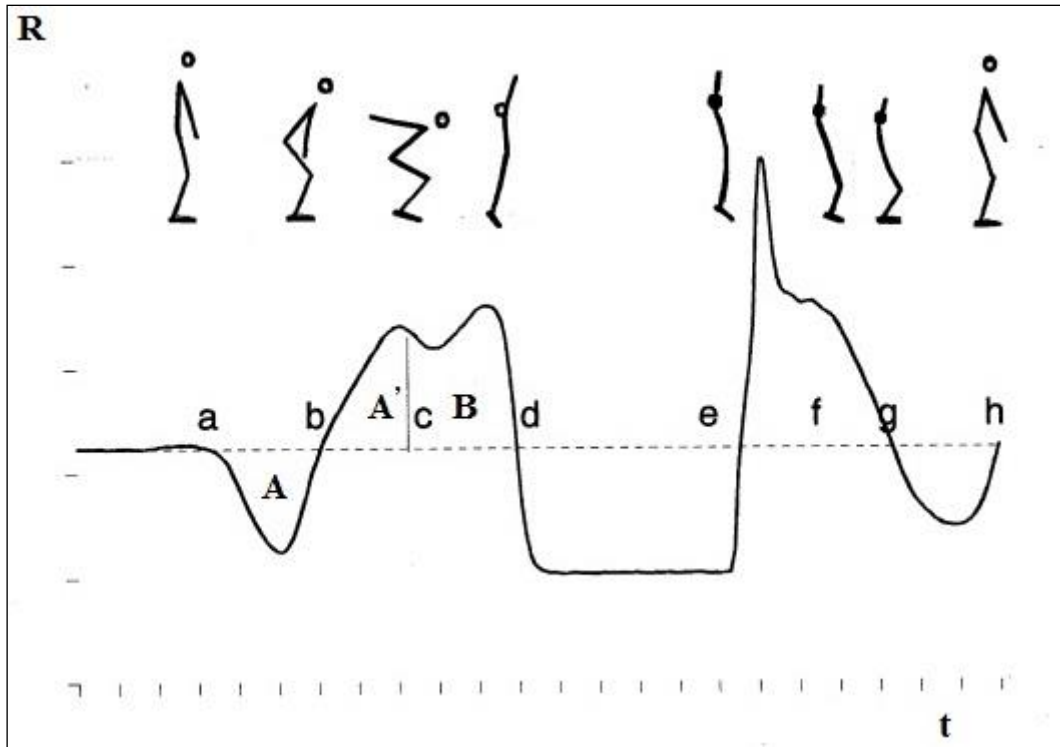


Ryc. 1.1. Klasyfikacja fazowej struktury ruchu [za: Król i Garbaciak, 2017].

Na strukturę kinetyczną składają się charakterystyki sił i ich momentów, zaś w obszarze struktury kinematycznej wyróżnia się charakterystyki przemieszczeń, prędkości i przyspieszeń. Natomiast uwzględniając aktywność bioelektryczną wzorców (profilu) mięśni, należy wyróżnić, obok zewnętrznej, jeszcze strukturę wewnętrzną⁴ [Król i Garbaciak, 2017]. Zatem na strukturę skoku, będącą zdaniem Króla i Mynarskiego [2005] procesem, czyli czasowo określonym przebiegiem, składają się zarówno profile EMG poszczególnych mięśni, jak i charakterystyki (wykresy) różnych parametrów (wielkości) mechanicznych (przykładowo: $F(t)$, $v(t)$, $s(t)$) oraz ich powiązania (wewnętrzne związki) [Hochmuth, 1981; Hay, 1993;

⁴ Struktura wewnętrzna ruchu – czasowa organizacja współpracujących ze sobą grup mięśni w określonej czynności ruchowej [Król i Mynarski, 2005].

Meinel i Schnabel, 1998, Bartlett, 2009]. Pozwala to na uszczegółowienie struktury skoku, np. na podstawie charakterystyki siły reakcji podłoża – $R(t)$. W oparciu o dynamogram skoku pionowego (ryc. 1.2), fazę początkową – zamach – można dodatkowo podzielić na podfazy:



Ryc. 1.2. Struktura dynamiczna (kinetyczna) skoku pionowego, obejmująca kolejne fazy: „przyspieszenia ruchu w dół” (poz. a-b), „hamowania i odbicia” (poz. b-d), lotu (poz. d-e), lądowania (poz. e-f), „przyspieszenia – powrotu do pozycji wyjściowej” (poz. f-g) oraz hamowania (poz. g-h). Popęd przyspieszenia ruchu w dół – A i popęd hamowania ruchu w dół – A’ oraz popęd odbicia (przyspieszenia ruchu w górę) – B [za: Król, 2016].

przyspieszenia (poz. a-b; pole A) i hamowania (poz. b-c; pole A’) ruchu ciała w dół. Z uwagi na cykl pracy mięśni rozciąganie-skracanie (o czym nieco dalej) zasadnym jest również inny podział tej czynności na fazę przyspieszenia ruchu osobnika w dół (ryc. 1.2; poz. a-b) oraz fazę hamowania i odbicia (poz. b-d), ten fragment ruchu stanowi bowiem **jednostkę funkcjonalną**.

Niestety w praktyce wychowania fizycznego i sportu, często z braku możliwości przeprowadzenia pomiarów wielkości kinetycznych, można zaledwie obserwować lub co najwyżej rejestrować, np. techniką wideo, strukturę przestrzenno-czasową skoków. Ta ostatnia możliwość pozwala jedynie na odtwarzanie przebiegu ruchu w zwolnionym tempie i podzielenie na podstawowe fazy oraz jego wzrokową, uproszczoną, ale tylko jakościową, ocenę. Subtelne odczucia wprawnego obserwatora, dotyczące struktury ruchu, mogą być zgodne z przestrzenno-czasowymi charakterystykami, uzyskanymi przy użyciu kamer wideo bądź elektrogoniometrów. Nawet wytrawni obserwatorzy (trenerzy, sędziowie) nie różnicują

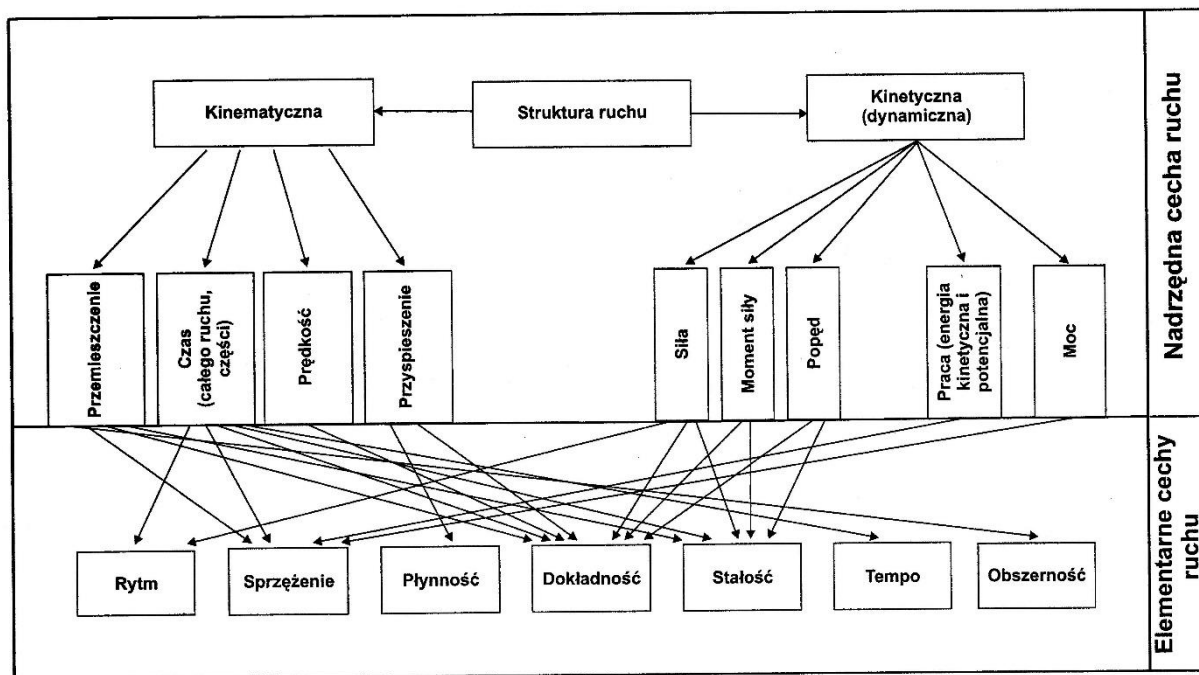
jednak rozwijanych przyspieszeń i sił oraz aktywności pracujących mięśni. Struktura przestrzenno-czasowa ruchu odgrywa szczególną rolę w opisie i ocenie czynności ruchowej. Jest to możliwe ze względu na całościowe ujmowanie czynności i łatwą do zmysłowego rozpoznania jej trój- lub dwufazowość [Król, 2016]. Należy więc zgodzić się ze stwierdzeniem Schnabel'a, że podstawowa struktura ruchu (niem. *allgemeine Gruntstruktur*) pełni nadrzędną rolę w obrębie cech (znamion, kategorii) jego wykonania [Meinel i Schnabel, 1998].

Jednak w opisie i ocenie czynności ruchowych, w tym skoków, przydatne są również inne cechy ruchu. Z chwilą ukazania się monografii Króla i Mynarskiego, pt. „Cechy ruchu – charakterystyka i możliwości parametryzacji” [Król i Mynarski, 2005], częściej sięgano do szerokiego arsenału tych znamion ruchu [Król i Golas, 2009; Król i wsp., 2014; Król i Garbaciak, 2017; Król i Gołaś, 2017]. Do praktyki i nauki cechy ruchu wprowadził nauczyciel wspomnianego już Schnabel'a, teoretyk i badacz Kurt Meinel [1960]. Już 16 lat później sam Schnabel bardzo istotnie zmodyfikował jednak jego koncepcję [Meinel i Schnabel, 1976]. Aktualna systematyka cech ruchu, zaproponowana przez Króla i Mynarskiego [2005] (ryc. 1.3), jest modyfikacją zhierarchizowanej klasyfikacji Schnabel'a i koncepcji niemieckiego biomechanika Ballreicha [1983]. Zawarte w monografii propozycje doboru wielkości obiektywizujących cechy ruchu, jako zabieg poznawczy, miały na celu dostarczenie danych do ilościowego ich opisu. Istotę postępowania sprowadzono do przyporządkowania cechom ruchu rzeczywistych miar, w oparciu o przyjęte wcześniej ich definicje. Miarami są parametry mechaniczne bądź ich wskaźniki, które w pełni charakteryzują kinematyczną i kinetyczną (dynamiczną) strukturę ruchu oraz pozostałe jego cechy. Pozwala to na wykorzystanie analizy statystycznej w opracowaniu wyników badań oraz sformułowanie istotnych wniosków teoretycznych i praktycznych.

1.1.1.1. Struktura a technika ruchu

To, że struktura ruchu jest fazowa, łączy ją z pojęciem *technika ruchu* – ze sposobem jego wykonania. Jaka powinna być technika ruchu, najlepiej prześledzić w oparciu o definicję techniki czynności sportowej⁵, tj. specyficznej formy ruchu. W zmodyfikowanej definicji

⁵ Technika czynności sportowej (technika sportowa), w zmodyfikowanej definicji Bobera [1987], to „...ciąg faz i sekwencja ruchów przebiegających w uporządkowanej kolejności i podporządkowanych biomechanicznym zasadom, które służą do wykorzystania potencjału strukturalnego i funkcjonalnego człowieka, celem uzyskania maksymalnego rezultatu sportowego” [Król, 2016; s. 11].



Ryc. 1.3. Systematyka cech ruchu i parametrów mechanicznych jako ich miar. Wektory łączące parametry nadrzędnej cechy ruchu z elementarnymi obrazują możliwy dobór ich mechanicznych miar [za: Król i Mynarski, 2005].

Bobera [Król, 2016], fazy ruchu i sekwencja ruchów w stawach⁶ powinny przebiegać w określonej kolejności oraz być podporządkowane zasadom biomechanicznym, wskazującym na optymalne wykorzystanie potencjału strukturalnego i funkcjonalnego osoby wykonującej ruch, celem uzyskania przez nią najlepszego wyniku.

Ujęte w definicji techniki pojęcie **faz ruchu** już obszernie omówiono. Prawidłowa *sekwencja ruchów* w kolejnych stawach, inaczej *czasowe następstwo ruchów cząstkowych* [Król, 2016], wynika z jednej z sześciu, sformułowanych przez Hochmuth'a [1981], *biomechanicznych zasad*, tj. *czasowej koordynacji popędów sił*. W tej zasadzie chodzi o właściwe sekwencjonowanie ruchu w łańcuchu kinematycznym dobrze skoordynowanych czynności ruchowych. Pozostałe zasady to: *siły początkowej*, *optymalnej drogi przyspieszenia*, *optymalnej czasowej charakterystyki przyspieszenia*, *zachowania momentu pędu* i *przeciwdziałania sił*. Zasady te są powszechnymi regułami (przepisami) do aplikacji biomechaniki, użytecznymi w analizie ruchów człowieka. Identyfikując te zasady Hochmuth stwierdza, „...mimo, iż wyrażają one pewne uogólnienia wiedzy na temat efektywności ruchu zawodnika, to nie wszystkie jednak mogą być zastosowane do oceny struktury i celu każdej

⁶ Sekwencja ruchów to czasowe następstwo ruchów cząstkowych w łańcuchu kinematycznym [za: Król, 2016].

czynności ruchowej” [Hochmuth, 1981; s. 149]. Wynika to z wyjątkowych celów i środowiskowych uwarunkowań czynności sportowych, których te specyficzne *principia* dotyczą. Zaś zdaniem Knudsona [2007], specjaliści zajmujący się analizą czynności ruchowych człowieka powinni oczywiście pamiętać o specyficznych celach i wynikających z kontekstu czynnikach, wpływających na ruch, jednak wyróżnione przez niego podstawowe 9 zasad biomechaniki⁷, to ważne narzędzia w nauczaniu i doskonaleniu wszystkich ruchów człowieka. Zdaniem Króla, „...wiedza o podstawowych zasadach biomechaniki Knudsona, przydatna jest w analizie jakościowej ruchu człowieka. Przeprowadzenie takiej analizy, pozwala ocenić zgodność przebiegu czynności ruchowej z tymi zasadami, zaś wysoki poziom tej zgodności świadczy o poprawności wykonania czynności” [Król, 2016; s. 80].

Zawarte w definicji techniki określenie – **strukturalny i funkcjonalny potencjał osoby wykonującej ruch** – kryje w sobie budowę biernego i czynnego układu ruchu, czynnościowe możliwości (właściwości) mięśni, a wraz z narządem kontroli czuciowo-ruchowej, obejmuje również właściwości informacyjne (koordynację ruchu). Zatem związek budowy ciała z racjonalnym sposobem wykonania czynności ruchowej wydaje się oczywisty. Zdaniem Klyszcz-Morciniac, „...zarówno wysokość ciała, proporcje długościowe jego części, ruchliwości i ruchomości poszczególnych stawów oraz rodzaje występujących dźwigni mają duży wpływ na technikę ruchu, opanowywaną przez osobę ćwiczącą. Podobnie jak budowa mikro i makro mięśni szkieletowych, ale przede wszystkim fizjologiczne i fizyczne właściwości tkanki mięśniowej (w tym jej kurczliwość i elastyczność), które determinując jej działanie statyczne i dynamiczne, wpływają na właściwy sposób wykonania czynności ruchowej” [Klyszcz-Morciniac, 2015; s. 14]. Równie ważne dla skutecznego wykonania zadania ruchowego jest właściwe funkcjonowanie narządu kontroli czuciowo-ruchowej, co pozwala na efektywne wykorzystanie sekwencji pracy mięśni – od ich rozciągnięcia do skrócenia, która w piśmiennictwie biomechanicznym określana jest **cyklem rozciągania-skracania** (ang. *stretch-shortening cycle*) mięśni [Cavagna i wsp., 1968; Asmussen i Bonde-Peterson, 1974; Komi i Bosco, 1978; Enoka, 1998; Wilson i wsp., 1991; Anderson i Pandy,

⁷ Jest to „...minimalna liczba reguł mających zastosowanie w odniesieniu do wszystkich ruchów człowieka, stanowiących prosty paradygmat, podstawę do zrozumienia i zastosowania wiedzy biomechanicznej [Knudson, 2007]. Należą do nich następujące zasady: siła-ruch (ang. *force-motion*), siła-czas (ang. *force-time*), bezwładności (ang. *inertia*), obszerności (zasięgu) ruchu (ang. *range of motion*), równowagi (ang. *balance*), ciągłości (kontynuowania) koordynacji (ang. *coordination continuum*), wzajemnych oddziaływań segmentów ciała (ang. *segmental interaction*), optymalnego wylotu (ang. *optimal projection*), nadania ruchu obrotowego (ang. *spin*).

1993; Zajac, 1993; Bober, 1995; van Ingen Schenau i wsp., 1997; Schmidtbleicher, 2000; McNeal i wsp., 2007].

1.1.1.2. Cykl rozciąganie – skracanie mięśni

W cyklu pracy rozciągania – skracania mięśni (CR-S) podstawą dowolnego jak i oczekiwanego procesu motorycznego są dwa mechanizmy. Pierwszy mechanizm (model nerwowo-mięśniowy) związany jest z tzw. odruchem na rozciąganie, zwanym również wrzecionowym (odpowiednio: ang. *stretch reflex*; *spindle reflex*) oraz z odruchem narządów Golgiego znajdujących się w ścięgnach (ang. *Golgi tendon organ reflex*) [Radcliffe i Farentinos, 1999]. Te odruchy regulowane są przez proprioceptory ciała obejmujące wrzecionka kurczliwe mięśnia, narządy Golgiego w ścięgnię oraz receptory torebek stawowych i związanych z nimi więzadeł. Pobudzanie tych receptorów może ułatwiać, hamować i uwydatniać działanie zarówno w mięśniach agonistycznych jak i antagonistycznych. Wrzecionka mięśniowe zawierają kilka włókien intrafuzalnych rozmieszczonych równolegle wśród włókien ekstrafuzalnych, a dostarczają informacji o długości mięśni przez neurony czuciowe (sensoryczne). Wrzecionka wykrywają szybkość zmian długości i przekazują te informacje do ośrodkowego układu nerwowego (OUN). W odpowiedzi na gwałtowne rozciąganie mięśni, pobudzone są neurony ruchowe (motoneurony) alfa, powodując skurcz mięśni agonistycznych. Narządy ścięgien Golgiego, znajdujące się w kompleksie (jednostce) mięśniowo-ścięgowym (ang. *muscle tendon unit*), „monitorują” napięcie mięśni, zapewniając hamujący odruch motoneuronów mięśni agonistycznych [Vescovi, 2008]. Jednakże ich działanie można, w pewnych warunkach, podporządkować dobrowolnym bodźcom. W procesie treningowym, tzw. plyometrycznym [Miller i wsp., 2006; Jain i wsp., 2015], stymulacja narządów ścięgien Golgiego bywa świadomie przeciążana, co może stanowić bodziec pobudzający. Dlatego też, w odniesieniu do działań w CR-S, efekt netto pobudzania tych narządów pozostaje ciągle jeszcze kwestią otwartą [Vescovi, 2008]. Zdaniem Wilk’a i wsp. [1993], istnieje zgoda co do korzyści wynikających z podstawowych reguł cyklu rozciąganie-skracanie mięśni, kontrowersje budzi jedynie optymalny sposób treningu playometrycznego.

Drugi mechanizm CR-S (model mechaniczny) polega na wykorzystaniu sprężystej (elastycznej) energii kompleksu mięśniowo-ścięgowego. Sprężysta energia powstaje w wyniku powrotu kompleksu do pierwotnego kształtu, po ustąpieniu mechanicznych naprężeń, powodujących jego deformację [Bober, 1995]. Mechanizm ten może funkcjonować z uwagi na budowę tego kompleksu, obejmującego zarówno elementy (komponenty) kurczliwe

jak i niekurczliwe. Elementy kurczliwe – EK (ang. *contractile components, elements*) znajdują się w sarkomerach mięśni i składają się z białek aktyny i miozyny. Komponenty niekurczliwe obejmują zaś szeregowo ułożone elementy sprężyste – SES (ang. *series elastic component, element*), jak i równoległe przebiegające elementy sprężyste – RES (ang. *parallel elastic component, element*), składające się z tkanki łącznej otaczającej poszczególne włókna, wiązki mięśni i cały mięsień [Finni i wsp., 2003]. W oparciu o *model mechaniczny* można stwierdzić, że siła mięśniowa wzrasta wskutek ponownego wykorzystania energii sprężystej przez SES [Finni i wsp., 2003]. Innymi słowy, gdy pobudzone mięśnie są rozciągane i natychmiast następuje ich skracanie, kompleks mięśniowo-ścięgnowy produkuje, przechowuje i ostatecznie uwalnia energię. Naturalnie, efektem tego jest wzrost siły i mocy mięśni. Z drugiej strony, uwzględniając model nerwowomięśniowy należy uznać, że wstępna aktywacja (ang. *pre-activation*) mięśni lub grupy mięśni, jest również częściowo odpowiedzialna za ich siłę i moc podczas drugiej części CR-S [Vescovi, 2008].

W czynnościach ruchowych opartych o cykl rozciąganie-skracanie, w tym w skokach, wykorzystuje się zatem elastyczne i reaktywne właściwości mięśni do generowania maksymalnej siły i mocy. W normalnej funkcji mięsień jest rozciągany zanim zacznie się kurczyć. W skurczu (działaniu) ekscentrycznym mięsień będąc napiętym, wydłuża się, gdyż siła przeciwstawna jest większa niż generowana. Natomiast skurcz (działanie) koncentryczne ma miejsce wówczas, gdy przy napiętym mięśniu występuje jego skracanie, gdyż generowana siła jest większa od przeciwstawnej siły oporu. Szybka ekscentryczna faza skurczu mięśnia pobudza wrzecionka kurczliwe i właściwości sprężyste mięśnia, ułatwiając w ten sposób silny i natychmiastowy skurcz koncentryczny. To ekscentryczno-koncentryczne sprzężenie wykorzystuje stymulację proprioreceptorów, w celu ułatwienia wzrostu rekrutacji mięśni w minimalnym czasie. Czas między tymi dwiema fazami to tzw. *amortyzacja*, która musi być krótka (< 200 ms), aby odzyskać część energii generowanej podczas fazy ekscentrycznej [Wilson i wsp., 1991; Bober, 1995; Elliott i wsp., 1999; Knudson, 2007]. Zdolność do skracania fazy amortyzacji oraz absorbowania większych sił podczas skurczu ekscentrycznego prowadzi do tworzenia większej siły w fazie koncentrycznej. Korzyści z dobrze skoordynowanego ruchu w CR-S, w porównaniu do ściśle koncentrycznego działania mięśni, szacowane są na 10 ÷ 20%, w zależności od rodzaju czynności ruchowej [Knudson, 2007]. Mechaniczne korzyści CR-S są w dużym stopniu zależne od oporu napotkanego podczas czynności ruchowej [Cronin i wsp., 2001].

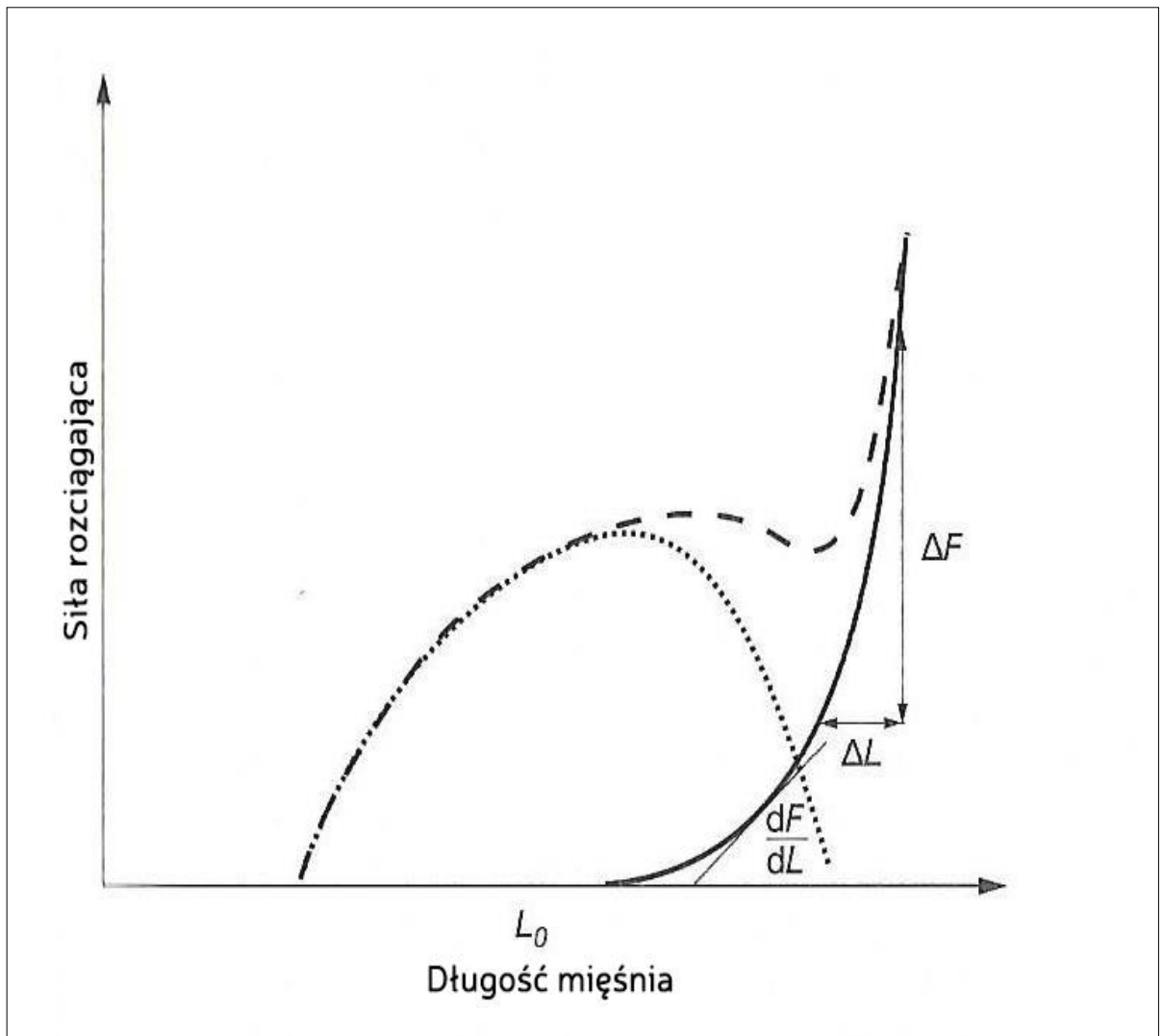
Wspomniane wcześniej fizjologiczne i fizyczne właściwości tkanki mięśniowej, determinujące w dużej mierze wykonanie czynności ruchowej, najlepiej obrazują jej charakterystyki mechaniczne.

1.1.1.3. Charakterystyki mechaniczne mięśni

Zdaniem Błaszczyka [2004] skurcz grupy mięśni jest często jedną z przyczyn ruchu części ciała. Charakterystyka tego ruchu zależy od parametrów mechanicznych zarówno grupy mięśni współdziałających, jak i przeciwstawnych. W przykładowym prostym ruchu zginania w stawie łokciowym, dwie grupy mięśni w nim uczestniczące (tzw. zginacze i prostowniki) będzie charakteryzował odmienny typ aktywności. Jest to **aktywne skracanie się mięśni agonistycznych** (jednakowego działania) oraz **bierne rozciąganie mięśni antagonistycznych** (przeciwnego działania). Mięśnie przeciwstawne wytwarzają opory ruchu. Parametry zewnętrzne wspomnianego ruchu zginania wynikają zatem z różnicy momentów sił mięśni agonistycznych i antagonistycznych działających w tym stawie. W warunkach fizjologicznych zazwyczaj opory związane z biernym rozciąganiem nieaktywnych mięśni są nieduże. Jednak obserwowane często zjawisko jednoczesnego pobudzania mięśni antagonistycznych może zmienić charakterystykę wykonywanych ruchów. Zdaniem Błaszczyka „...te dwa typy aktywności mięśniowej (skurcz i bierne rozciąganie) zależą nie tylko od charakterystyki kurczliwych elementów włókien mięśniowych, ale również od parametrów mechanicznych pomocniczych struktur sprężystych, takich jak błony mięśniowe, powięzi czy wreszcie ścięgna, za pomocą których siła skurczu przekazywana jest na kości” [Błaszczyk, 2004; s. 110]. Dlatego w analizie parametrów mechanicznych mięśni i ścięgien rozpatruje się łącznie zespoły, tj. wspomniane już kompleksy mięśniowo-ścięgnowe.

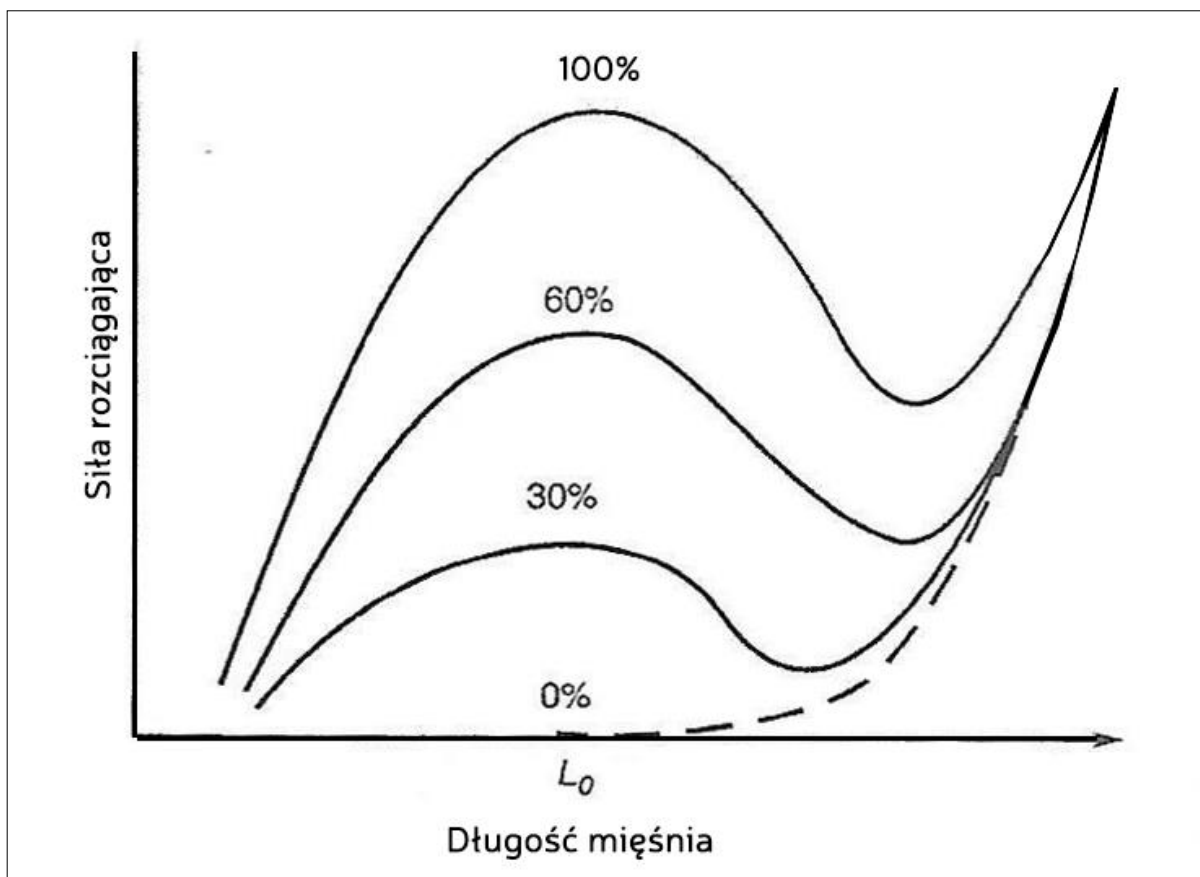
Zależność siły skurczu od długości mięśnia

Całkowita siła mięśnia zależy od aktualnej jego długości. Typową charakterystykę rozciągania mięśnia przedstawiono na rycinie 1.4. Mechaniczna odpowiedź mięśnia na jego rozciąganie jest wypadkową dwóch składowych: biernej – na rycinie linia ciągła oraz czynnej (aktywnej) – linia kropkowana. Zdaniem Błaszczyka, „...w warunkach fizjologicznych, w zakresie spoczynkowej długości (L_0) mięśnia nieaktywnego, jego rozciąganie trafia na niewielki, w zasadzie pomijalny opór. Dopiero przekroczenie pewnego progu długości (ok. $1,4 \cdot L_0$) powoduje gwałtowny wzrost oporu mechanicznego, wywołanego naprężeniem wewnętrznych struktur elastycznych mięśnia. Dalsze rozciąganie mięśnia (powyżej $2 \cdot L_0$) prowadzi zazwyczaj do nieodwracalnego uszkodzenia jego struktury” [Błaszczyk, 2004; s. 111-112].



Ryc. 1.4. Charakterystyka rozciągania mięśnia. Linia ciągłą zaznaczono odpowiedź bierną niebudzonego mięśnia. Linia kropkowaną zaznaczono zmianę siły napięcia mięśnia w zależności od jego długości (składowa czynna – aktywna). Odpowiedź mięśnia na rozciąganie jest sumą obydwu charakterystyk zaznaczoną na wykresie linią przerywaną [za: Błaszczuk, 2004].

W przypadku pracującego pobudzonego mięśnia, krzywa siła-długość przedstawia odwróconą parabolę, której szczyt wypada nieco powyżej L_0 (ryc. 1.5.). Zdaniem Błaszczuka, „...siła skurczu mięśnia maleje zarówno przy długości mięśnia powyżej, jak i poniżej długości spoczynkowej. Spadek ten sięga 80% maksymalnej siły przy długości ok. $0,6 \cdot L_0$. Nieco inaczej kształtuje się ta charakterystyka przy zwiększaniu długości mięśnia powyżej L_0 . Spadek ten jest łagodniejszy ze względu na zwiększający się udział naprężeń związanych z rozciąganiem struktur łącznotkankowych (ścięgien, powięzi). Wypadkowa charakterystyka jest sumą aktywnego skurczu i biernego rozciągania mięśnia (ryc. 1.5). Zakres użyteczny pracy mięśnia wynosi $0,7 \div 1,2$ długości spoczynkowej” [Błaszczuk, 2004; s. 113].



Ryc. 1.5. Zależność maksymalnej siły skurczu mięśnia od jego długości i stopnia pobudzenia wyrażonego w procentach maksymalnego pobudzenia. Linia przerywaną zaznaczono bierną charakterystykę rozciągania mięśnia, L_0 – długość spoczynkowa mięśnia [za: Błaszczyk, 2004].

Należy jednak wiedzieć, że poszczególne mięśnie znacznie się różnią długością spoczynkową, tym samym ich zakres najbardziej efektywnej pracy również się różni. Fidelus [1992; za: Bober i Zawadzki, 2001] proponuje przeniesienie omawianego związku siła – długość mięśnia na warunki naturalne, czyli grupy mięśni w funkcji kąta w stawie. Według tego autora, L_0 mięśnia odpowiada połowie zakresu ruchu w stawie. Jeśli przyjmie się to uproszczenie, rozpatrując pracę grupy mięśni agonistycznych, ich maksima przypadają na różne położenia kątowe stawu, co powoduje, że wypadkowy zakres maksymalnego momentu sił jest znacznie zwiększony.

Ogólnie w układzie ruchowym mięśnie pełnią dwie podstawowe funkcje: napędową i tłumiącą. Po pierwsze mięśnie, kurcząc się, wytwarzają siłę niezbędną do ruchu lub zrównoważenia obciążenia. Po drugie płynnie regulują wypadkową siłę napędową układu, przez kontrolowane wyhamowywanie skurczu głównej grupy mięśni napędowych (ang. *prime movers*). Dotyczy to zwykle mięśni antagonistycznych w czasie wykonywania ruchu.

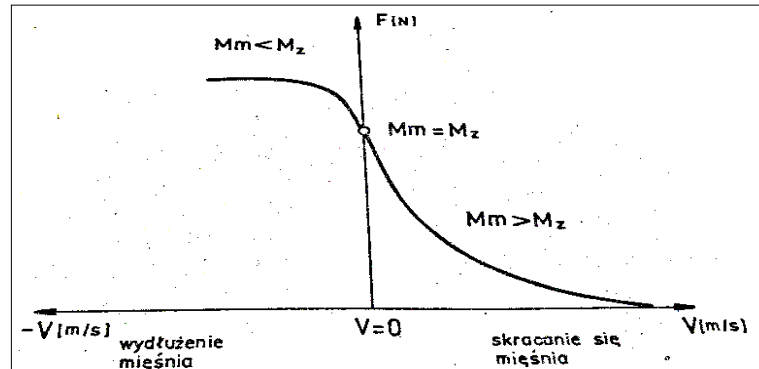
Mięśnie należą do materiałów lepko-sprężystych, w których parametry lepkie zależą od szybkości rozciągania mięśnia, natomiast sprężyste od wielkości obciążenia. W warunkach fizjologicznych nie rozdziela się tych charakterystyk i mówi o biernej sztywności lepko-sprężystej, tj. „sztywności mięśnia” lub biernej podatności. Właściwości sprężyste (elastyczne) mięśnia mierzy się *in vivo* przy wolnym jego rozciąganiu, nie wzbudzającym jeszcze mięśniowego odruchu na rozciąganie. Jeżeli charakterystyka mięśnia jest liniowa, jego sztywność jest definiowana jako iloraz przyrostu rozciągającej przez mięsień siły (ΔF ; ryc. 4) i odpowiadającej mu zmianie długości mięśnia (ΔL). Podatność mięśnia jest odwrotnością jego sztywności ($\Delta L/\Delta F$). Jeśli charakterystyka biernego rozciągania mięśnia wykazuje strome nachylenie, mówimy o dużej jego sztywności lub małej podatności na rozciąganie. I odpowiednio, przy niewielkim nachyleniu charakterystyki siły biernego rozciągania w funkcji długości mówimy o małej sztywności mięśnia.

Wykonując pełny cykl biernego rozciągania mięśnia – od długości początkowej do maksymalnej i następnie z powrotem – zauważymy, że charakterystyki biernego rozciągania przy wzroście długości i następnie skracaniu mięśnia nie przebiegają po tej samej krzywej. Powstaje swego rodzaju **pętla histerezy**, co oznacza, że w czasie cyklu biernego rozciągania, i spowodowanego elastycznością tkanek powrotu do długości początkowej, w mięśniu gromadzona jest energia. Wielkość tej pętli zależy od ilości energii gromadzonej i traconej w mięśniu w czasie pełnego cyklu. To gromadzenie energii jest odpowiedzialne za zjawiska pełzania (wzrostu odkształceń) i relaksacji (spadku naprężeń), które są charakterystyczne dla materiałów lepko-sprężystych.

Zależność siły skurczu od szybkości zmian długości mięśnia

Rodzaj dynamicznego działania mięśnia (ekscentrycznego lub koncentrycznego) najlepiej obrazuje zależność między jego siłą skurczu a szybkością zmian długości – $F(v)$. Zależność ta ma fundamentalne znaczenie dla biomechaniki ruchu. Taką charakterystykę siły w funkcji szybkości skracania wyizolowanego mięśnia krawieckiego żaby, jako pierwszy przedstawił, jeszcze w pierwszej połowie dwudziestego wieku, Archibald Hill [1938]. W późniejszym czasie profile tej charakterystyki zaprezentowali między innymi: Perrine i Edgerton [1978] oraz Wickiewicz i wsp. [1984] – w pracy izokinetycznej mięśni, Rahmani i wsp. [2001] – podczas przysiadu ze sztangą na barkach, Buśko [2006] – uzyskane na ergometrze rowerowym oraz Jimenez-Reyes i wsp. [2014] – w odniesieniu do skoku pionowego. Typowa zależność tych dwóch parametrów jest odwrotna, tj. ze wzrostem szybkości skracania siła rozwijana przez mięsień spada (ryc. 1.6.). Wykres obejmuje dwa

obszary rozgraniczone działaniem statycznym ($v = 0$), odpowiadające skurczowi izometrycznemu. Skurcz (czynność; działanie) koncentryczne mięśni występuje wtedy, gdy moment sił mięśniowych (M_m) pokonuje moment oporów zewnętrznych (M_z).



Ryc. 1.6. Zależność siły skurczu od szybkości zmian długości mięśnia szkieletowego. Siła w czasie skurczu (działania) koncentrycznego gwałtownie maleje przy wzroście szybkości skracania. W pracy ekscentrycznej maksymalna siła wytwarzana w mięśniu prawie nie zależy od szybkości rozciągania mięśnia [za: Bober, 1986].

W przypadku skoków dotyczy to fazy odbicia. Natomiast działanie ekscentryczne – odwrotnie – następuje, w chwili, gdy moment sił zewnętrznych jest większy niż moment sił mięśniowych ($M_z > M_m$), np. podczas fazy lądowania. Zdaniem Klyszcz-Morciniac, „...nie można utożsamiać rodzaju działania mięśnia jedynie ze zwrotem ruchu części ciała, albowiem koncentryczne działanie mięśni powoduje jednocześnie bierne rozciągnięcie mięśni antagonistycznych, co nie jest jednoznaczne z ich czynnością ekscentryczną” [Klyszcz-Morciniac, 2015; s. 16]. Zatem w działaniu koncentrycznym siła generowana przez mięsień jest odwrotnie proporcjonalna do jego szybkości skurczu. Hill opisał to następującym równaniem:

$$v = b(F_{maks.} - F) / (F + a) \quad (\text{tzw. krzywa Hilla})$$

gdzie: $F_{maks.}$ – maksymalna siła skurczu izometrycznego mierzona dla długości spoczynkowej mięśnia,
 F – siła mięśnia, v – prędkość skracania mięśnia, a i b – stałe współczynniki określone eksperymentalnie.

Zgodnie z szacowaniem Herzoga [1994], moc skurczu wypreparowanego mięśnia osiąga maksymalną wartość $0,1 \cdot F_{maks.} \cdot v_{maks.}$ przy prędkości skracania około $0,3 \cdot v_{maks.}$. Natomiast w działaniu ekscentrycznym, siła i towarzyszące temu naprężenia są prawie stałe i sięgają wartości $1,8 \cdot F_{maks.}$.

1.1.2. Mechanizm wywołania ruchu w skoku pionowym

W skoku pionowym główny napęd pochodzi od kończyn dolnych i tułowia. Ich pracę wspomagają kończyny górne, a czasami nawet głowa. Zdaniem George'a, „...będąca podstawą wszystkich odbić, ale i lądowań mechanika, jest zasadniczo taka sama we wszystkich skokach.

Przed wyskokiem zauważa się u skaczących energiczne wyrzucanie kończyn górnych w górę, przygotowujące podstawę do sekwencjonowania ruchu w łańcuchu kinetycznym kończyn dolnych. Ponieważ trudniej jest ruszyć całe ciało, niż później utrzymać je w ruchu, podstawową siłą napędową w skoku zapewnia gwałtowne prostowanie dużych stawów biodrowych. Inicjacja prostowania tych stawów jest sygnałem do rozpoczęcia natychmiastowego, zdecydowanego prostowania stawów kolanowych, co z kolei jest bodźcem do zginania podszwowych stawów skokowych. Ta specyficzna kolejność (stawy biodrowe – kolanowe – skokowe) sekwencjonowania ruchu musi nastąpić w celu zapewnienia najbardziej efektywnego przenoszenia (transferu) pędu” [George, 2014; s. 151]. Pisali już o tym m.in. Bobbert i van Ingen Schenau [1988] oraz Pandy i wsp. [1990]. Można to zaobserwować również w charakterystyce kątów kończyn dolnych podczas skoku pionowego, przedstawionej przez Króla i wsp. [2016] oraz Vaverkę i wsp. [2016].

W skoku pionowym podstawowym zadaniem sterowania ruchem kończyn dolnych i tułowia jest dostarczenie energii mechanicznej, potrzebnej do nadania ciału pędu. Równocześnie sterowanie to musi zapewnić stabilną podstawę całego ciała podczas fazy zamachu i odbicia. Zaś w fazie lądowania istotnym zadaniem, głównie dolnych części ciała, jest absorbowanie energii kinetycznej, celem zmniejszenia przeciążenia narządu ruchu i ponowna stabilizacja ciała [Luthanen i Komi, 1978; Dworak i wsp., 2005; Nosiadek, 2006; Pain i wsp., 2007; Mills i wsp., 2009; Gittoes i wsp., 2009].

Zdaniem Klyszcz-Morciniec (2015; s. 17), „...w ruchach lokomocyjnych generowana naprzemienna aktywność mięśni zginaczy i prostowników oraz zakodowane subtelne zależności czasowe między aktywnością różnych grup mięśniowych związane są ze znajdującym się w rdzeniu kręgowym *centralnym generatorem lokomocji* (ang. *central pattern generator*)” [Grillner i Zangger, 1979; Grillner i Wallen, 1985]. Jeżeli uzupełniający lokomocję skok przyjąć jako ruch dowolny, to można go rozpatrywać „...jako sekwencję ruchów prostych, realizowanych przez poszczególne ogniwa łańcucha kinematycznego. Jakość realizacji takiego złożonego programu ruchowego (wzorca) zależy od precyzyjnej synchronizacji korowych podprogramów realizujących ruchy proste” [Błaszczyk, 2004; s. 163]. Ten proces czasowo-przestrzenny składania ruchów prostych w jedną zharmonizowaną sekwencję, zdaniem Błaszczyka [2004], to *koordynacja ruchowa*. Powstałe w toku nauczania wzorce aktywności wszystkich mięśni, biorących udział w skoku, włącznie z ich wzajemnymi powiązaniem, stanowią o realizacji tej czynności ruchowej [Klyszcz-Morciniec, 2015]. Zdaniem Błaszczyka, ten program sterowania ruchem może być modyfikowany przez informacje czuciowe,

docierające do rdzenia z *receptorów czucia głębokiego (proprioceptorów)*, z *układu przedsionkowego* oraz z *narządu wzroku*. Te trzy sygnały pozwalają na bieżąco korygować błędy sterowania oraz dostosować sterowanie do warunków zewnętrznych. „Istotną rolę w integracji sensorycznej z wzorcami aktywności mięśni odgrywa niewątpliwie *mózdzek*, spełniający przy tym ważną rolę w procesie koordynacji ruchów. Najważniejszy jednak poziom integracji sterowania skokami znajduje się w *korze mózgowej*. Tam zapadają decyzje strategiczne, obejmujące zarówno cel ruchu jak i sposób jego realizacji. Na tym samym poziomie zapada również decyzja o rozpoczęciu skoku” [Klyszcz-Morciniak, 2015; s. 17].

1.1.3. Opis skoku pionowego według Bartlett’a

Opis skoku pionowego pochodzi z książki Bartlett’a pt. „*Instruktion to Sports Biomechanics*” [Bartlett, 2009]. Skok pionowy jest często określany jako ruch „balistyczny”⁸ – czyli zainicjowany aktywnością grupy mięśni, następnie kontynuowany bez ich udziału, a kończący się spowolnieniem (hamowaniem), w skutek działania grupy przeciwnej lub tkanek pasywnych, między innymi więzadeł. Biomechanicznie ruch balistyczny można podzielić na trzy fazy: przygotowanie (ang. *preparation*), działanie (ang. *action*) oraz odzyskiwanie (ang. *recovery*). Każda z tych faz spełnia szczególną funkcję biomechaniczną. **Faza przygotowawcza** – to obniżanie ciała wraz z przyjęciem korzystnej pozycji do następującej później fazy działania (w przypadku skoku jest to odbicie), a tym samym magazynowanie energii sprężystej w ekscentrycznie kurczących się (wydłużanych) mięśniach. Natomiast **faza działania**, posiadająca, zdaniem Bartlett’a, raczej zsynchronizowaną niż sekwencyjną strukturę ruchu, obejmuje prostowanie stawów biodrowych i kolanowych oraz zginanie podszwowe stóp. Odmienne zdania są jednak Bobbert i van Ingen Schenau [1988] oraz Pandy i wsp. [1990], którzy stwierdzili, że w przypadku skoku pionowego, największe wysokości wyskoku osiągnęły były wówczas, gdy mięśnie kończyn dolnych włączano w sekwencji od proksymalnych do dystalnych, tj. od stawów biodrowych, poprzez kolanowe, do skokowych. Powstałe w stawach ruchy odbywają się wskutek skurczu koncentrycznego pracujących mięśni (ich skracania), pośrednio napędzających ciało pionowo w górę. **Faza odzyskiwania** energii obejmuje zarówno czas przebywania osobnika w locie, jak i jego kontrolowanego lądowania. Lądowanie odbywa się wskutek ekscentrycznego skurczu mięśni kończyn dolnych. W części lotnej tej fazy na ogół brak jest ruchu w stawach kończyn dolnych, a stabilizujące je mięśnie antagonistyczne

⁸ Ruchy balistyczne (krótkotrwałe, niesterowalne) – ruchy, w których ze względu na krótki czas trwania (do 0,2 s) nie jest możliwa korekta w trakcie ich realizacji [Schmidt, 1991].

wykonyują jedynie skurcz izometryczny. Inaczej to jednak przebiega podczas wspomnianego ładowania. W chwili kontaktu stóp z podłożem, ciężar części ciała znajdujących się powyżej stawów kończyn dolnych, powoduje ich zginanie, czemu przeciwstawiają się mięśnie „prostowniki”⁹ odpowiednio stawu biodrowego, kolanowego oraz mięśnie „zginacze” podeszwowo stopy, wszystkie wykonując, jak już wspomniano, skurcz ekscentryczny.

1.1.4. Rodzaje skoków pionowych

Skok pionowy przyjmuje wiele form i odbywa się w różnych warunkach, m.in. wykonywany jest z odbicia jedno- lub obunóż, z miejsca albo po rozbiegu. W ocenie efektywności wykonania skoku pionowego wykorzystywano jego formy standaryzowane. Klasyczny test skoku pionowego to: Sargent’a z 1921 i Abałakowa z 1938 roku, obydwa wykonane z wymachem¹⁰ kończyn górnych [za: Acero i wsp., 2012]. W późniejszych latach wprowadzono skok pionowy bez wymachu, w celu uzyskania niezbędnych danych i stworzenia teoretycznego modelu analizy różnych wyrazów siły eksplozywnej [Acero i wsp., 2012]. Skok ten wykonywano z miejsca: z zamachem kończyn dolnych (ang. *counter movement jump* – CMJ) i bez zamachu (z półprzysiadu; ang. *squat jump* – SJ) [Bosco i wsp., 1983]. Natomiast w treningu plyometrycznym znalazł zastosowanie, wykonywany z podwyższenia, skok w głąb (zeskok; ang. *drop, depth jump* – DJ)). W ostatnich dwóch dekadach XX i na początku XXI wieku SJ, CMJ i DJ były bardzo skrupulatnie i wszechstronnie badanymi skokami pionowymi. Można tu wymienić tylko niektóre prace powstałe w tym czasie: Fukashiro i Komi [1987], Bosco [1992], Aragon-Vargas i Gross [1997a i 1997b], Artęga i wsp. [2000], Feltner i wsp. [2004], Domire i Challis [2007], Wikstrom i wsp. [2008], Riggs i Sheppard [2009], Acero i wsp. [2012], Eagles i wsp. [2017]. Dużą grupę stanowią prace dotyczące wykorzystania różnych narzędzi pomiarowych do oceny podstawowego kryterium skuteczności skoku pionowego, jakim jest wielkość wyskoku (Garcia-Lopez i wsp., 2005 i 2013; Leard i wsp., 2007; Hutchison i Stone, 2009; Nuzzo i wsp., 2011; Buckthorpe i wsp., 2012).

⁹ Użycie określenia „prostowniki” w odniesieniu do mięśni wskazuje na potoczne znaczenie tego wyrazu. W rzeczywistości nie ma mięśni, które są prostownikami lub zginaczami. Mięśnie te spełniają jedynie funkcję zginania lub prostowania, która może ulec zmianie, w zależności od przebiegu mięśnia względem stawu i działających sił zewnętrznych. Ponieważ jednak te powszechnie stosowane określenia czasami są bardziej praktyczne, w pracy będą używane wymiennie z właściwymi nazwami mięśni w języku łacińskim lub polskim albo ich skrótami.

¹⁰ Wymach (ruch wymachowy) – rozpędzanie części ciała, np. kończyn, celem nadania im i całemu ciału dużej prędkości [Król, 2016].

Próbując zrozumieć czynniki wpływające na efektywność (skuteczność) skoku pionowego, Ham i wsp. [2007] przeprowadzili obszerną jego analizę, wykorzystując w tym celu ideę modelu deterministycznego¹¹. Wykazała ona, że wykonanie udanego skoku pionowego było wynikiem wielu złożonych zależności między takimi czynnikami jak: szybkość rozbiegu, siła reaktywna, moc w działaniu koncentrycznym kończyn/dolnych/ej podczas odbicia, aktywność zginaczy stawów biodrowych i ramiennych, pozycja i masa ciała oraz czas odbicia. Na szczególną uwagę zasługuje to, że moc rozwijana w działaniu koncentrycznym kończyn dolnych w fazie odbicia okazała się krytycznym czynnikiem wpływającym na skok pionowy obunóż z miejsca, podczas, gdy siła reaktywna stanowiła kluczowy element dla skoku jednonóż po rozbiegu [Ham i wsp. 2007]. Po zidentyfikowaniu tych czynników przedstawiono praktyczne strategie szkoleniowe, umożliwiające poprawę skoku.

1.1.4.1. Skok z zamachem kończyn dolnych (CMJ)

Wykonywane w teście *skoku pionowego z zamachem kończyn dolnych* (CMJ) ruchy części ciała muszą być szybkie i dobrze skoordynowane, aby doprowadzić do udanego, tj. wysokiego wyskoku. Maksymalna wysokość skoku zależy od wielu wspomnianych wcześniej czynników biomechanicznych i fizjologicznych. Ostatecznie wielkość wyskoku określana jest jednak przez prędkość pionową ogólnego środka ciężkości (OSC) ciała w chwili utraty kontaktu stóp z podłożem. Ta prędkość zależy od masy ciała skaczącego i od popędu siły, który jest wynikiem przyspieszania w górę różnych segmentów ciała uczestniczących w ruchu. Przyspieszenia segmentów są z kolei spowodowane przez zaangażowane mięśnie, które wytwarzają momenty siły (obrotowe) wokół poszczególnych stawów. Czasowy i przestrzenny wzorzec koordynacji między ruchami obrotowymi stawów dokładnie określa ostateczny kształt i wielkość pionowego popędu siły netto, a więc także wielkość wyskoku [Hay i wsp., 1980; Oddsson, 1989].

Wielkość przemieszczania ciała w locie uwarunkowana jest głównie poziomem zdolności siłowo-szybkościowych osoby skaczącej, tj. mocą jego kończyn dolnych i tułowia. Zdaniem De Ruttera i wsp., [2007], zdolność generowania maksymalnej siły w krótkich czasie, zwanej siłą eksplozywną (wybuchową), jest decydującym czynnikiem determinującym

¹¹ Model deterministyczny analizy jakościowej ruchu to hierarchiczny układ wielkości mechanicznych lub ich kombinacji, wskazujący na związek między wymiernym rezultatem czynności ruchowej (całościowym lub częściowym), a czynnikami (parametrami) na niego wpływającymi [Król, 2016].

efektywność wykonania skoku pionowego, a ocena tej zdolności, oparta o test skoku, jest często stosowana przez badaczy i trenerów [Sayers i wsp., 1999; Leard i wsp., 2007]. Z drugiej zaś strony, uzyskany wynik (wysokość wyskoku) zależy również od sposobu wykonania skoku, tj. od techniki ruchu [Hudson, 1986; Bobbert i wsp., 1987; Kollias i wsp., 2004]. W celu ujednoczenia pomiarów skoku pionowego z zamachem, Acero i wsp. [2012] zaproponowali standaryzowany protokół, umożliwiający porównywanie zarejestrowanych danych z różnych badań.

Opis poprawnie wykonanego, standaryzowanego skoku CMJ z wymachem kończyn górnych według Acero i wsp. [2012]

W pozycji wyjściowej:

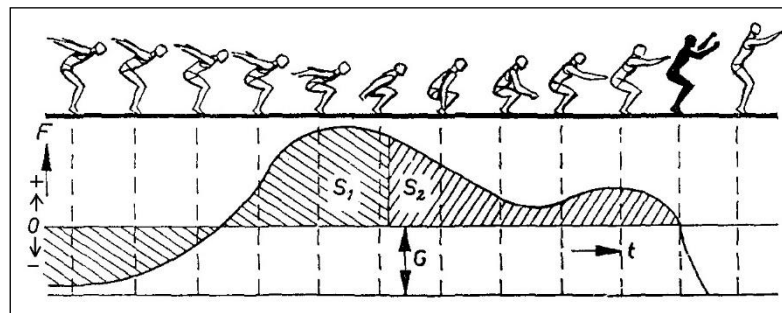
- stopy umieszczone są równolegle na podłożu w odległości równej szerokości barków,
- kolana i tułów w pełni wyprostowane,
- kończyny górne w całkowitym bezruchu na wysokości barków, odwiedzone pod kątem 90°, ręce w nieznacznej pronacji,
- głowa na przedłużeniu tułowia, ze wzrokiem zwróconym przed siebie.

Po 2 ÷ 3 sekundach stania w pozycji wyjściowej, w wyniku szybkiego zginania kończyn dolnych, wykonywany jest, zwrócony ku dołowi, ich zamach do kąta zgięcia w stawach kolanowych w granicy 90 ÷ 120° (określony w indywidualnych próbach osoby skaczącej). W tym czasie kończyny górne z wyprostowanymi łokciami przesuwają się w dół. Największe zgięcie stawów kolanowych następuje w chwili, gdy ręce znajdują się najniżej. Z tej pozycji, od eksplozywnego prostowania kończyn dolnych, rozpoczyna się pionowy wyskok. Stawy ramienne i łokciowe zaczynają się zginać, a ręce podnoszą się na wysokość twarzy. Z chwilą osiągnięcia maksymalnej wysokości skoku, stawy ramienne i łokciowe stają się nieruchome i w tym położeniu pozostają podczas lotu. Lądowanie odbywa się równocześnie na obu stopach, przy początkowo wyprostowanych stawach kolanowych (w tej samej pozycji jak w chwili utraty kontaktu stóp z podłożem). Pierwszy kontakt z podłożem odbywa się przez śródstopie, po czym opadają pięty i stopniowo zginają się stawy kolanowe i biodrowe. W tym czasie kończyny górne z ugiętymi łokciami przesuwają się przodem w dół. Test CMJ powinien być tak wykonany, aby w fazie lotu osiągnąć możliwie największą wysokość wyskoku.

Czy propozycja Acero i wsp. [2012] zostanie w pełni, a może chociaż częściowo, wdrożona do badań naukowych, dowiemy się z upływem czasu. Na pewno przyjęcie określonego standardu w badaniach skoku pionowego pozwoliłoby na porównywanie zarejestrowanych danych, uzyskanych z różnych źródeł. To z kolei powinno wpłynąć na

rzetelność i trafność uzyskanych wyników, przy wykorzystaniu różnych narzędzi pomiarowych.

W CMJ im bardziej „energiczna” jest początkowa faza ruchu w dół (zamach – przypis autora), tym wyższy jest, następujący później, wyskok. Im większa prędkość ruchu w dół, tym większa jest siła na początku fazy ruchu w górę (odbicia), a tym samym większa praca wykonana podczas tego wznoszenia. Ten fakt jest dobrze znany większości koszykarzy i siatkarzy. Powstaje jednak pytanie, czy większa siła początkowa w CMJ zawsze prowadzi do zwiększenia popędu siły, a tym samym prędkości początkowej w końcu fazy odbicia? Za pomocą badań dynamograficznych sprawdził to Hochmuth [1981]. W niektórych sytuacjach, mimo dużej siły początkowej, popęd siły fazy odbicia CMJ jest niewielki. Taki przypadek przedstawiono na rycinie 1.7.



Ryc. 1.7. Dynamogram i geometria skoku pionowego ze źle wykonanym zamachem. Wyjaśnienie w tekście [za: Hochmuth, 1981].

W tej sytuacji, badana osoba nadmiernie „rozpędziła” swoje ciało podczas ruchu w dół, tzn. nadała mu dużą ujemną prędkość, którą musiała następnie wytracić do zera, przez odpowiednio duży popęd siły hamowania, co nastąpiło w najgłębszym położeniu OSC ciała (figura szósta na ryc. 1.7). Wskutek tego, już podczas hamowania (powierzchnia S_1) pojawiła się duża dodatnia siła. W następującej później fazie przyspieszania ruchu w górę (odbicia; powierzchnia S_2) wartość siły F niestety zmniejszyła się i już na długo przed końcem całkowitego wyprostowania ciała (czarna figura na rycinie) spadła do zera¹². Popęd siły w fazie odbicia jest przy tym mniejszy, niż podczas skoku wykonanego bez zamachu. Wartość popędu siły hamowania ruchu w dół wyraźnie zatem wpływa na następujący po nim, popęd siły przyspieszania ruchu w górę. Przez seryjne badania różnych skoków, Hochmuth [1981] określił

¹² Pozytywne (dodatnie) momenty sił mięśniowych kończyn dolnych, podczas ich prostowania w fazie odbicia skoku pionowego, początkowo przyspieszają ruch obrotowy części ciała. W końcu sekwencji prostowania w stawach kończyn powstają jednak negatywne (ujemne) momenty sił, w skutek czego prędkość wyhamowana jest do zera. Gdyby tej fazy hamowania nie było, przy całkowitym wyproście stawów mogłoby nastąpić ich uszkodzenie lub złamanie kości, z uwagi na bezwładność mas części ciała.

optymalny stosunek S_1/S_2 , przy którym popęd siły przyspieszenia ruchu w górę jest maksymalny. Stanowi to zatem jeden z ważnych czynników poprawnie wykonanego skoku pionowego. Zdaniem Hochmuth'a optymalny iloraz popędów hamowania i przyspieszania zależy od strukturalnych i funkcjonalnych właściwości układu ruchu człowieka oraz rodzaju czynności ruchowej. Dla poprawnie wykonanych skoków pionowych z miejsca, iloraz ten przyjmuje wartości w przedziale $0,3 \div 0,4$. Podobne wartości podaje również Bober i Hay [1979].

Kryteria skuteczności skoku pionowego

W przeszłości przeprowadzono liczne badania w celu identyfikacji innych ważnych biomechanicznych parametrów ruchu CMJ, zwanych przez Króla [2016] kryteriami skuteczności (efektywności) techniki. Bartlett [2009] nazywa je cechami krytycznymi (ang. *critical features*), a Aragon-Vargas i Gross [1997] oraz De Rutter i wsp., [2007] używają określenia czynniki krytyczne (ang. *critical factors*).

Dowling i Vamos [1993] poszukiwali tych biomechanicznych czynników, korzystając z platformy siły, jako narzędzia pomiarowego. Dziewięćdziesięciu siedmiu młodzieźców (płci męskiej i żeńskiej) o umiarkowanym i wysokim poziomie wytrenowania wykonało z pozycji wyprostowanej maksymalny CMJ z wymachem kończyn górnych. Celem przeprowadzonych badań było ujawnienie, czy uzyskane krzywe siła - czas – $F(t)$ – mogą identyfikować cechy dobrze wykonanych skoków pionowych. Z krzywych siła - czas wyprowadzono jeszcze chwilowe krzywe mocy funkcji czasu – $N(t)$. Na podstawie wykresów ($F(t)$ i $N(t)$) określono (obliczono) osiemnaście parametrów (zmiennych) czasowych i kinetycznych, które za pomocą korelacji i regresji wielokrotnej, porównano z prędkościami OSC ciała w chwili utraty kontaktu stóp z podłożem i maksymalnymi wielkościami wysokości. Jednak duża różnorodność wzorców rozwijania siły (kształtów krzywych) pomiędzy badanymi sprawiła, że trudno było zidentyfikować ważne cechy dobrze wykonanego skoku pionowego. Stwierdzono jedynie, że pik mocy (maksymalna dodatnia moc podczas odbicia) jest doskonałym pojedynczym predyktorem wielkości wysokości. Natomiast najlepszy model trzech predyktorów, nie licząc piku mocy, może wyjaśnić tylko 66,2% wariacji wysokości skoku. W posumowaniu stwierdzono jeszcze, że duża siła maksymalna (pik siły $> 2 \times$ ciężar ciała) jest niezbędna, ale niewystarczająca do uzyskania dobrych efektów wykonania skoku pionowego.

Zadaniem jakie postawili przed sobą Aragon-Vargas i Gross [1997a i 1997b] było poznanie czynników biomechanicznych, odróżniających dobrych skoczków od złych, aby następnie na tej podstawie pojąć czynniki krytyczne wykonania skoku pionowego. Przyjęty

do analizy teoretyczny model efektywności wykonania CMJ obejmował 4 poziomy powiązanych czynników, które można było poddać całościowej analizie lub interpretować poziomami. Częściowo przypomina to deterministyczny model analizy jakościowej techniki sportowej, jaki wykorzystywali w swych pracach, do oceny sposobu wykonania ruchu, m.in. Hay i Reid [1982], Ballreich, [1983] i Sanders [1999]. Zaproponowany przez Aragon-Vargasa i Grossa [1997a] model efektywności skoku pionowego obejmuje następujące poziomy:

- pierwszy – pionowe położenie i prędkość ogólnego środka masy ciała w chwili utraty kontaktu stóp z podłożem,
- drugi – kąty w stawach w chwili utraty kontaktu stóp z podłożem oraz kinematyka i dynamika całego ciała,
- trzeci – kinematyka i dynamika segmentów ciała,
- czwarty – strategie sterowania (kontroli) motorycznej (obejmujące charakterystyki mięśni szkieletowych i antropometrię).

Autorzy przyjęli jako kryterium efektywności wykonania skoku pionowego różnicę między szczytowym położeniem ogólnego środka masy (OSM) ciała w locie a wysokością tego punktu podczas stania, tj. **wielkość wyskoku**. Obliczono trzydzieści pięć potencjalnych zmiennych predykcyjnych (predyktorów), dla modelowania statystycznego za pomocą analizy regresji wielokrotnej. Na poziomie analizy całego ciała doskonały model, obejmujący maksymalną i średnią moc mechaniczną, uwzględnił (stanowił) 88% zmienności przyjętego kryterium efektywności wykonania skoku, natomiast na poziomie segmentowym najlepszy model stanowił 60% zmienności. Potwierdzeniem tego może być praca Króla i Bacika [2000], którzy wykazali silny związek korelacyjny między wielkością wyskoku a mocą maksymalną i średnią, osiągniętą w fazie odbicia. Nieoczekiwanie większość zmiennych koordynacyjnych, określonych we wcześniejszych badaniach przez innych badaczy, takich jak kolejność (sekwencja) i czas zmiany zwrotu ruchu w stawach, nie była powiązana z kryterium efektywności wykonania skoku pionowego. Zatem, zdaniem Aragon-Vargasa i Grossa, maksymalna moc mechaniczna całego ciała jest najlepszym pojedynczym predyktorem efektywności skoku pionowego, niezapewniającym jednak wglądu w działanie segmentów ciała, które skutkują wyższymi skokami. Na poziomie analizy segmentów ciała, uzyskane dane wskazują niewielkie poparcie dla znaczenia niektórych zmiennych koordynacyjnych. Szczyt (ang. *peak*) mocy i momentu siły stawów, szczególnie biodrowych, są głównymi czynnikami różniącymi dobrych i złych skoczków.

Zdaniem Linthorna [2001], analiza pionowej siły reakcji w skoku pionowym, uzyskanej z użyciem platformy siły, stanowi przykładową ilustrację kinematyki i dynamiki ruchu jednokierunkowego. Skuteczność skoku pionowego wykonywanego z pozycji stojąc, określana jest przez tzw. wysokość lotu (ang. *flight height*). Jednak bardziej zasadne jest używanie terminu **wielkość wyskoku** a dokładniej **wielkość uniesienia ciała w locie**, gdyż Linthorn określił w ten sposób, podobnie jak wspomniani wcześniej Aragon-Vargas i Gross, różnicę między wysokością OSC ciała w szczytowym położeniu osobnika w locie, a wysokością tego punktu w chwili utraty kontaktu stóp z podłożem (ang. *instant of takeoff*). Przedstawił przy tym, w oparciu o dane z platformy siły, trzy sposoby wyliczania wielkości uniesienia ciała w locie:

- na podstawie czasu fazy lotu,
- korzystając z twierdzenia o popędzie i pędzie, w odniesieniu do krzywej siła - czas,
- stosując zasadę zachowania energii mechanicznej, w odniesieniu do krzywej siła - przemieszczenie.

We wszystkich tych sposobach wielkość uniesienia ciała w locie obliczana jest na podstawie wiedzy o prędkości OSC skoczka, w chwili utraty kontaktu stóp z podłożem. Każdy z tych sposobów ma swoje wady. Metoda wyliczania tego parametru z czasu lotu jest najprostsza do zastosowania, jednak mogą powstać w niej błędy, wynikające z różnych pozycji skoczka w chwili utraty i w momencie ponownego kontaktu stóp z podłożem, tj. przyziemienia (ang. *instant of touchdown*). Z kolei sposób oparty o twierdzenie popędu - pędu daje najdokładniejsze obliczenie wielkości wyskoku. W metodzie tej dokładność obliczeń zależy od prawidłowego wyboru chwili przed rozpoczęciem skoku, w której skoczek znajduje się w bezruchu, a siła reakcji podłoża jest równa ciężarowi jego ciała. Błąd 10 N w wyborze ciężaru ciała powoduje niedokładność wielkości wyskoku $2 \div 3$ cm. Trzecia metoda, oparta na równowadze pracy i energii, bywa najmniej wiarygodna z nich. Jest to związane z błędami powstałymi w wyniku procesu podwójnej integracji (całkowania), wykorzystywanego do obliczania przemieszczeń OSC skoczka.

W badaniach Talpeya i wsp. [2016], kluczowe parametry (zmiennie) skoku pionowego również uzyskano z platformy siły. Dodatkowo jednak, do rejestracji zamachu, wykorzystano przetwornik położenia ciała. Celem było określenie wpływu dwóch instrukcji dotyczących sposobu wykonania (techniki) skoku z półprzysiada z zamachem kończyn dolnych (CMJ). Pierwszym zadaniem skaczących było wyskoczyć na maksymalną wysokość (INSTRUKCJA_1), natomiast w drugim polecano im prostować kończyny dolne tak szybko,

jak to możliwe (INSTRUKCJA_2), w celu zmaksymalizowania siły eksplozywnej. Z platformy siły i przetwornika położenia określono wielkość wyskoku oraz szczytowe wartości (piki) mocy i mocy względnej, siły, prędkości oraz wielkość zamachu. Zmienne CMJ w ramach obu instrukcji porównano sparowanymi t-testami. INSTRUKCJA_1 zapewniła skaczącym większą średnią wielkość wyskoku i pik prędkości (odpowiednio o 4,1 i 5,8%) a INSTRUKCJA_2 spowodowała większy pik siły (o 3,7%). Głównym odkryciem tych badań było to, że nie stwierdzono statystycznie istotnej różnicy dla pik mocy i pik mocy względnej. Zdaniem Talpeya i współautorów artykułu, wyniki wskazują, że instrukcje mają znaczący wpływ na zmienne CMJ i dlatego powinny być brane pod uwagę przy ocenie skoku pionowego w procesie treningowym ćwiczących.

Elektromiografia w skokach pionowych z zamachem kończyn dolnych

W innych badaniach zwracano uwagę nie tylko na biomechaniczne, ale także neurofizjologiczne czynniki, związane ze skokami pionowymi i ich wpływem na skakanie [van Soest i Bobbert, 1993; Jacobs i wsp., 1996; Wikstrom i wsp. 2008]. Zatem nie tylko parametry struktury zewnętrznej skoku pionowego są przedmiotem zainteresowania badaczy, ale także struktura wewnętrzna, czyli „czasowa organizacja współpracujących ze sobą grup mięśniowych” [Król, 2016; s. 266], bardzo często opisywana jest w literaturze przedmiotu.

Niezbędnych informacji o mięśniach poprzecznie prążkowanych szkieletowych, zaangażowanych w czasie realizacji skoku, dostarcza badanie ich czynności bioelektrycznej, tj. elektromiografia. Elektromiografia (EMG) to dyscyplina zajmująca się wykrywaniem, analizą i wykorzystaniem sygnału elektrycznego, emanującego z kurczących się mięśni [De Luca, 2006].

W projekcie realizowanym przez Bobberta i van Ingen Schenaua [1988], określano zależności między działaniem mięśni, wzorcem ruchu a efektywnością skoku pionowego. W tym celu rejestrowano aktywność bioelektryczną siedmiu mięśni kończyn dolnych, pionową składową siły reakcji podłoża oraz dane kinematograficzne. Poziomy aktywności mięśni (obwiedni liniowych uśrednionych elektromiogramów [Robertson i wsp., 2008]) osiągały największe wartości (ang. *plateau*) w kolejności: m. półścięgnisty (łac. *semitendinosus*), głowa długa m. dwugłowego uda (łac. *biceps femoris*), m. pośladkowy wielki (łac. *gluteus maximus*), m. obszerny przyśrodkowy (łac. *vastus medialis*), m. prosty uda (łac. *rectus femoris*), m. płaszczkowaty (łac. *soleus*), m. brzuchaty łydki (łac. *gastrocnemius*). Podjęto próbę połączenia poziomy aktywności EMG z celem fazy odbicia (tu: ang. *push-off*), tj. zmaksymalizowaniem efektywnej energii (E_z) OSM ciała. Parametr E_z oznacza tu sumę energii potencjalnej

i kinetycznej osoby skaczącej, powodującej prędkość pionową OSM ciała. Jednym z warunków maksymalizacji E_z jest, aby jednostawowe mięśnie prostowniki stawów kończyn dolnych uwalniały jak największą ilość energii przed oderwaniem stóp od podłoża. Twierdzi się, że ten wymóg może być tylko wtedy spełniony, jeżeli różnice w prędkości pionowej między bliższymi i dalszymi końcami segmentów ciała osiągają kolejno swoje szczytowe wartości (piki). Zdaniem autorów tego artykułu, sekwencja, która jest realizowana przez wzorzec aktywności mięśni to: górna część ciała (głowa + tułów + kończyny górne), kończyny górne, kończyny dolne, stopy. Innym ważnym wymaganiem jest optymalne wykorzystanie energii mechanicznej, uwalnianej przez mięśnie. Ten wymóg można spełnić, zdaniem Bobberta i van Ingen Schenaua, przenosząc energię za pomocą dwustawowych mięśni *rectus femoris* i *gastrocnemius*.

Wallmann i wsp. [2005], w swoich działaniach naukowych sprawdzali natomiast, czy statyczne rozciąganie mięśni brzuchatych łydki, stosowane podczas rozgrzewki, wpłynie pozytywnie na wykonanie skoku pionowego. Okazało się, że 30-sekundowe rozciąganie mięśni podudzia zwiększyło ich aktywność podczas następującego 30 sekund później skoku pionowego, ale wpłynęło przy tym również na obniżenie wysokości skoku.

Wpływem specyficznej rozgrzewki na wykonanie skoku pionowego i aktywność elektryczną mięśni kończyn dolnych zajmowali się również Sotiropoulos i wsp. [2010]. Próby skoku pionowego (zmodyfikowanego CMJ) poprzedzono wykonaniem 2 serii po 5 powtórzeń półprzysiadu z małym (gr. 1) i umiarkowanym (gr. 2) obciążeniem. Pierwsza grupa realizowała specyficzny protokół rozgrzewki, który obejmował eksplozywne wykonanie półprzysiadów z obciążeniem stanowiącym raz 25, a za drugim razem 35% 1RM.¹³ Dla drugiej grupy badanych obciążenie w pierwszej serii wynosiło 45%, a w drugiej 65% 1RM. Rejestrowano aktywność bioelektryczną trzech mięśni (obszerny boczny – łac. *vastus lateralis*, obszerny przyśrodkowy – łac. *vastus medialis*, prosty uda – łac. *rectus femoris*) w fazie koncentrycznej skoków pionowych. Po specyficznej rozgrzewce, w obu badanych grupach poprawiło się zarówno wykonanie CMJ (większa wysokość wyskoku), jak również moc mechaniczna tego skoku. Nie stwierdzono natomiast różnic, w odniesieniu do tych parametrów, między badanymi grupami. W przypadku elektrycznej aktywności mięśni, poprzedzająca skoki pionowe specyficzna rozgrzewka wpłynęła na istotny wzrost napięcia EMG w fazie koncentrycznej. Dotyczy to

¹³ 1RM – ang. *one repetition maximum* – obciążenie, z którym ćwiczący potrafi wykonać maksymalnie jedno powtórzenie w serii ruchów [Baechle, 1994].

średniej wartości całego mięśnia *quadriceps* (tu suma trzech mięśni składowych) oraz samego mięśnia *vastus lateralis*. Podsumowując, autorzy stwierdzili, że wykorzystanie podczas rozgrzewki eksplozywnie wykonanych półprzysiadów o małej i umiarkowanej intensywności poprawiło wykonanie skoku pionowego.

Rzetelność i trafność urządzeń pomiarowych do rejestracji skoku pionowego

W pracach, poszukujących optymalnego sposobu wykonania skoku pionowego, sięgano do różnorodnych narzędzi (urządzeń) pomiarowych. Najczęściej weryfikowano rzetelność (ang. *reliability*), trafność (ang. *validity*) i dokładność (ang. *accuracy*) określonej metody, i na tej podstawie oceniano jej przydatność w badaniach naukowych. Należy jednak pamiętać, że testy efektywności wykonania skoku mogą dać znacznie różniące się wyniki, jeśli do analizy pojedynczej próby stosuje się różne metody.

Oprogramowanie do testowania skoków pionowych, zaprojektowane przez Kibele [1998], wykorzystano do oceny zarejestrowanych danych z platformy siły i obliczenia miar prędkości netto i przemieszczenia OSC ciała. Jednocześnie, do porównania, wykorzystano analizę filmu w oparciu o model OSC ciała Dempstera. Trafność pomiarów kinetyki oceniono z wykorzystaniem ogólnej analizy głównych źródeł błędów, w tym zbierania danych i obliczeń numerycznych. Stwierdzono, że numeryczne procedury całkowania są słusznym narzędziem do obliczania netto parametrów prędkości i przemieszczenia, w celu bardziej szczegółowej analizy sposobu wykonania skoków. Z drugiej strony okazało się, że model OSC Dempstera może powodować błędy, dyskwalifikujące jego użycie, w poszukiwaniu kryterium uwiarygadniającego (ang. *validation criteria*) parametry kinetyczne.

W badaniach Aragon-Vargasa [2000], 52 aktywnych fizycznie mężczyzn wykonało pięć maksymalnych skoków pionowych, aby porównać i ocenić cztery metody powszechnie stosowane, w celu określenia wielkości wyskoku. Kryterium odniesienia stanowiło pionowe przemieszczenie OSM ciała, określone za pomocą trójwymiarowego systemu analizy ruchu (MOTION ANALYSIS). Do wyników tego testu (ang. *Vertical Jump Performance Test - VJPT*) odnoszono dwa sposoby oparte na pionowej prędkości odbicia, obliczonej z platformy siły (JUMP2 i JUMP3) i jeden bazujący na czasie lotu (JUMPAIR). Wszystkie cztery metody wykazały doskonałą rzetelność (niezawodność) ($R > 0,97$). Przy użyciu VJPT jako kryterium, pozostałe trzy metody wykazały doskonałe współczynniki trafności ($R > 0,95$), ale jednak małą dokładność; wyniki skoku pionowego były statystycznie różne wśród wszystkich metod ($p < 0,01$). Ciekawe spostrzeżenie znajduje się w zaleceniach praktycznych Aragon-Vargasa. Jego zdaniem, większość badań dotyczących efektywności wykonania skoku pionowego ma na

celu porównanie wielkości wyskoku przed i po konkretnym programie treningowym. W tego rodzaju porównaniu, „...nie jest naprawdę ważne, że różne metody dają różne wyniki, pod warunkiem, że ta sama metoda była stosowana w badaniach wstępnych i końcowych oraz wykazuje ona dobre współczynniki rzetelności i trafności, tak jak miało to miejsce w przypadku wszystkich trzech sposobów ocenianych w tym badaniu” [Aragon-Vargaz, 2000; s. 13].

Celem badania Garcia-Lopeza i wsp. [2005] było zaprojektowanie i zatwierdzenie systemu oceny skoku pionowego, na podstawie pomiarów czasu lotu. Dlatego pierwszą częścią pracy było przygotowanie oprogramowania SportJumpv-1.0, i dostosowanie maty kontaktowej oraz myszy komputerowej, w celu zarejestrowania czasu kontaktu z podłożem i czasu lotu w teście skoku pionowego. W drugiej części 9 osób wykonało 12 pojedynczych, maksymalnych i submaksymalnych skoków pionowych i skoków po zeskoku. W ten sposób uzyskano jednocześnie 108 czasów lotu i 36 czasów kontaktu z podłożem, wykorzystując przy tym pięć różnych systemów:

- ErgoJump Bosco System (mata kontaktowa – PS),
- SportJump-v1.0 (mata kontaktowa – SpJ),
- platformę siły (FP), uznaną za system odniesienia,
- szybkobieżną kamerę (ang. *high speed camera* – HSC),
- diody Led (ang. *light emitting diode* – LED), rejestrujące promienie szybką kamerą.

Nie stwierdzono istotnych różnic pomiędzy systemami SpJ i LED, ani między FP i HSC. Systemy SpJ i LED zawyżają czas lotu (o ok. 9 ms), a zaniżają czas kontaktu z podłożem, w odniesieniu do wartości uzyskanych z platformy siły (FP). Natomiast mata kontaktowa PS zaniża czas lotu (o ok. 4 ms), w porównaniu z jego wartością uzyskaną z FP. Pomimo różnic uzyskanych między systemami, wykryte błędy są stałe. W przypadku systemów połączonych z matą kontaktową (SpJ i PS) błędy te zależą nieco od masy ciała badanego. Uzyskano wysoką korelację (bliską wartości 1) pomiędzy wszystkimi systemami pomiarowymi. Zdaniem autorów artykułu, stwierdzone różnice i korelacje występujące pomiędzy pięcioma systemami pokazują, że należy głęboko rozważyć wybór właściwego systemu do analizy skoku pionowego.

Leard i wsp. [2007] ustalili jaka jest zgodność trafności (ang. *concurrent validity*) dwóch sposobów wyznaczania wielkości wyskoku w CMJ:

- metodą „skacz i sięgaj” (ang. *Vertec jump and reach method*),
- za pomocą maty kontaktowej (ang. *Just Jump contact mat method*).

Za kryterium odniesienia autorzy przyjęli wielkość wyskoku, określoną za pomocą systemu analizy ruchu, składającego się z 3 kamer wideo. Układ 3 kamer został tak skalibrowany z pozostałymi dwoma narzędziami pomiarowymi, aby zapewnić równoczesne gromadzenie danych, a następnie obliczanie parametrów skoku pionowego. Wykazano, że wyniki uzyskane zarówno metodą Vertec jak i Just Jump były bardzo silnie skorelowane z danymi uzyskanymi systemem 3 kamer. Chociaż korelacje były istotne statystycznie, średnie wyniki z tych 3 urządzeń, dotyczące wielkości wyskoku, były różne. Istotne różnice stwierdzono jedynie między wynikami uzyskanymi układem 3 kamer a systemem Vertec, ale nie w porównaniu z Just Jump.

W badaniach Hutchisona i Stone'a [2009] celem było oszacowanie trafności urządzenia do pomiaru wielkości wyskoku w pionie, o nazwie Vertical Jump Mat, na tle przedstawionego już systemu Vertec. Najogólniej, urządzenie to składa się z taśmy pomiarowej, przymocowanej jednym końcem do podłoża a drugim do pasa osoby skaczącej, która wyciągana jest podczas wyskoku. Pomiary za pomocą obu narzędzi przeprowadzono jednocześnie, aby wyeliminować zmienność między sesjami. Zanotowano istotną zależność ($R^2 = 0,83$, $p < 0,001$) między wartościami wyskoku, mierzonymi za pomocą tych dwóch systemów. Zdaniem autorów badań, Vertical Jump Mat jest zatem przydatnym narzędziem w prawidłowym pomiarze wielkości wyskoku. To proste, przenośne urządzenie jest szczególnie przystosowane do oceny poprawy przygotowania motorycznego zawodników, w odpowiedzi na różne rodzaje treningu.

Celem badań Nuzzo i wsp. [2011] była ocena wewnątrz- i międzysesyjnej rzetelności systemu Vertec, maty kontaktowej Just Jump i akcelerometru Myotest, w pomiarze wielkości wyskoku w CMJ. Parametr ten mierzono za pomocą tych urządzeń jednocześnie. Czterdziestu studentów i 39 studentek uniwersytetu wykonało 3 próby CMJ z maksymalnym zaangażowaniem, podczas dwóch sesji testowych, które oddzielało 24 lub 48 godzin. Błąd systematyczny w 3 próbach CMJ stwierdzono zarówno w sesji mężczyzn jak i kobiet, i to najczęściej, gdy wielkość wyskoku CMJ była mierzona systemem Vertec. Natomiast nie wykryto takiego błędu, gdy porównywano maksymalne wielkości wyskoku w CMJ z dwóch sesji. W przypadku mężczyzn Myotest wykazał najlepszą rzetelność wewnątrzsesyjną (współczynnik korelacji wewnątrzklasowej – ang. *intraclass correlation coefficient* – ICC = 0,95, standardowy błąd pomiaru SEM = 1,5 cm, współczynnik zmienności – ang. *coefficient of variation* – CV = 3,3%) oraz rzetelność międzysesyjną (ICC = 0,88, SEM = 2,4 cm; CV = 5,3%; natomiast granice zgodności = $- 0,08 \pm 4,06$ cm). Podobnie w przypadku kobiet, Myotest również wykazał najlepszą rzetelność wewnątrzsesyjną (ICC = 0,91, SEM = 1,4 cm, CV =

4,5%) i międzysesyjną (ICC = 0,92, SEM = 1,3 cm, CV = 4,1%; oraz granice zgodności = $0,33 \pm 3,53$ cm). Zarówno w przypadku mężczyzn jak i kobiet Myotest wykazał najlepszą rzetelność wewnątrz- jak i międzysesyjną.

W badaniach Buckthorpe i wsp. [2012] ponownie celem było określenie kryterium wiarygodności (trafność) czterech popularnych urządzeń do pomiaru wielkości wyskoku w próbie CMJ. Znane już z wcześniejszych prac: mata z taśmą pomiarową (Vertical Jump Mat), mata kontaktowa (Just Jump), przenośna platforma siły i system Vertec zostały porównane, ze stanowiącą urządzenie kontrolne, a stosowaną głównie w laboratoriach, stacjonarną platformą siły. Czterdziestu uczestników wykonało trzy maksymalne próby CMJ na każdym urządzeniu, we wszystkich możliwych wariantach (ang. *counterbalanced order*), stosując technikę randomizacji blokowej. Najwyższą średnią wartość wyskoku (50,3 cm) uzyskano za pomocą urządzenia kontrolnego (stacjonarnej platformy siły). Podobne wartości (w przedziale 1 cm) zarejestrowano przy użyciu przenośnej platformy i maty z taśmą pomiarową. Znacznie niższe wartości, niż urządzeniem kontrolnym, zanotowano systemem Vertec. Średnie różnice wraz z granicami zgodności metod (ang. \pm *Limits of Agreement*) wynosiły dla: maty z taśmą pomiarową - $0,1 \pm 5,5$ cm, maty kontaktowej - $11,7 \pm 6,4$ cm, przenośnej platformy siły - $0,8 \pm 3,9$ cm i systemu Vertec - $2,4 \pm 6,6$ cm.

Podobnie w pracy Garcia-Lopeza i wsp. [2013], stacjonarna platforma siły, jako narzędzie standardowe (ang. *gold standard method*) w ocenie efektywności skoku pionowego, stanowiła odniesienie dla dwóch rodzajów mat opartych o czujniki fotooptyczne (SportJump System Pro i ErgoJump Plus) oraz maty kontaktowej (SportJump-v1.0). Trafność i rzetelność tych urządzeń oraz badanie wpływu rodzaju maty na wielkość wyskoku (szacowaną na podstawie czasu lotu) były celami przeprowadzonych badań. Na podstawie uzyskanych wyników, po przeprowadzeniu analizy statystycznej, autorzy stwierdzili, że spośród trzech rodzajów mat ważną i niezawodną okazała się ta na czujniki fotooptyczne typu SportJump System Pro, i to urządzenie rekomendowali do badań przekrojowych.

W stosunkowo niedawnych badaniach [Rogers i wsp., 2018] oceniano trafność i rzetelność kamery wideo iPada Pro 9.7" z mobilną aplikacją MyJump2, kolejny raz w odniesieniu do platformy siły. Podobnie jak w pracy Garcia-Lopeza i wsp. [2013], wielkość wyskoku szacowano na podstawie czasu lotu. Jedenastu juniorów ($15 \pm 1,4$ lat) wykonało po pięć skoków z zamachem (CMJ) i w głąb (DJ). Oceniając rzetelność urządzeń w ciągu dnia i między sesjami, oddalonymi od siebie o siedem dni (*intra and inter-day reliability*) wykazano, że jest ona wysoka (ICC = 0.98–0.99). Uzyskano również niezwykle dużą zgodność

między MyJump2 a platformą siły ($ICC \geq 0,99$). Świadczy to o trafności i rzetelności tego nowoczesnego narzędzia, jakim jest MyJump2. Średnie typowe błędy (współczynnik zmienności procentowej – CV%) w pierwszej i drugiej sesji wyniosły odpowiednio 4,9% i 4,5% dla CMJ oraz 8,0% do 11,8% dla wyników DJ. Wielkość uniesienia ciała w CMJ miała dopuszczalną rzetelność w odniesieniu do badań przeprowadzonych w jednym dniu ($CV < 10\%$, $ICC > 0,8$), podczas gdy w DJ była ona niewystarczająca. Zdaniem autorów artykułu, uzyskane wyniki wsparły MyJump2 jako ważne i niezawodne narzędzie do oceny skoków. Jednak ze względu na nieco większą zmienność w DJ należy zachować ostrożność, uwzględniając to narzędzie w baterii testów u osób młodych o niskich umiejętnościach.

Na rynku istnieje ponadto wiele różnych narzędzi do oceny siły i mocy w skokach pionowych. Jak już wspomniano, odpowiednio duże wartości tych parametrów również stanowią, obok wielkości wyskoku, podstawowy warunek efektywności działania zawodnika w skoku pionowym.

Celem badań przeprowadzonych przez Maucz i wsp. [2014] była ocena rzetelności i trafności dwóch przyrządów mierzących siłę, moc, prędkość i wielkość wyskoku w skokach z półprzysiadu (SJ). Wyniki uzyskane za pomocą akcelerometru (metodą Myotest), umocowanego w okolicy pasa, porównano z danymi pomiarowymi z platformy siły (metodą Quattro Jump). Wykorzystany w tych badaniach współczynnik korelacji ICC, jako element szacujący (estymator) względnej rzetelności, osiągnął wysokie wartości między 0,919 a 0,955 dla akcelerometru oraz między 0,910 a 0,937 dla platformy siły. Ponieważ w tym badaniu zestawiano różne jednostki pomiarowe, aby uzyskać do tego porównania bezwymiarową wartość rzetelności, użyto współczynnika zmienności (CV). Jego wartość mieściła się w granicach od 2,33% do 6,59% dla dyskretnych zmiennych wynikowych (tj. względnej siły i mocy oraz prędkości wylotu ciała i wielkości wyskoku). Trafność metod została zbadana przez określenie granic ich zgodności (wspomniana już – ang. *Limits of Agreement method*). Stwierdzono zawyżoną efektywność skoku określoną akcelerometrem w porównaniu z platformą siły, w odniesieniu do wielkości wyskoku ($o 4,38 \pm 2,59$ cm), mocy względnej ($o 1,82 \pm 4,08$ W/kg) i siły względnej ($o 0,85 \pm 1,24$ N/kg). Dla prędkości obie metody wykazały dobrą zgodność. Podsumowując, stwierdzono, że ze względu na zmienność mierzonych parametrów, trenerzy powinni w obszarze diagnostyki i kontroli treningu skocznościowego brać pod uwagę dodatkowe parametry, aby móc w pełni ocenić wyniki

swoich zawodników. Ponadto na podstawie uzyskanych wyników, dotyczących wymienności obu metod, należy stwierdzić, że możliwości metody Myotest są nieco ograniczone.

W problematykę wiarygodności narzędzi i metod pomiarowych wpisuje się również artykuł Eagles i wsp. [2015]. Jest to systematyczny przegląd i metaanaliza prac na temat metodologii i konsekwencji wyodrębniania (ekstrakcji) fazowej struktury skoku pionowego. Aktualnie stosowane są trzy metody określania początku i końca ekscentrycznej i koncentrycznej fazy skoku pionowego, na podstawie danych z platformy siły. Jednokierunkowa analiza wariancji wraz z testem post-hoc Scheffe'a wykazała istotne różnice pomiędzy tymi metodami, dla zmiennych uzyskanych z charakterystyki siła - czas, tj. dla czasu fazy ekscentrycznej i koncentrycznej, czasu osiągnięcia piku siły i szybkości narastania siły. Każda z metod wytworzyła, dla neutralnej puli danych, różne wartości badanych zmiennych charakterystyki siła - czas. Nadal istnieje zatem bezsporna potrzeba określenia solidnej, uzgodnionej metody analizy skoku pionowego.

Duża liczba prac, w których sprawdzano wiarygodność narzędzi i metod pomiarowych wskazuje na bardzo istotne ich znaczenie w działalności naukowej badaczy. Innym, ciekawym zagadnieniem, leżącym w zainteresowaniach badawczych biomechaników, były skoki pionowe z zamachem w wykonaniu młodych adeptów.

Skok pionowy z zamachem kończyn dolnych w wykonaniu dzieci i młodzieży

Jak już wspomniano, w CMJ mięśnie kończyn dolnych są rozciągane wskutek ruchu zamachowego, co pozwala magazynować w nich, a następnie ponownie wykorzystać powstałą energię sprężystą (CR-S). Dzięki temu, w czasie inicjowania ruchu ciała w górę, ćwiczący uzyskują większe momenty siły w stawach. W konsekwencji, te większe momenty siły, w pierwszej części zakresu prostowania stawów kończyn dolnych, tj. podczas pierwszej części skracania mięśni, pozwalają skaczącym na wykonanie większej pracy [Horita i wsp., 1991; Bobbert i wsp., 1996]. Można zadać pytanie, jakie są kolejne efekty właściwego ruchu zamachowego?

Wang i wsp. [2002] sprawdzili to, przeprowadzając analizę skoku CMJ w wykonaniu dzieci (średnia wieku 6 lat) i młodzieży (średnia 18 lat) płci męskiej. Jak należało oczekiwać, wyniki w grupie młodzieży były lepsze niż wśród dzieci. Ale nie to było ważne. Potwierdziło się jeszcze, że w przypadku młodzieży, podczas rozpoczynania napędzania ruchu (ang. *propulsion phase*; początku fazy odbicia – przypis autora) lepsze wyniki związane były, przede wszystkim, z większym momentem prostującym stawu biodrowego i kolanowego oraz zginającym podeszwowo stopę. Ponadto wyniki tego badania wykazały, że praca wykonana za

pomocą stawów skokowych i kolanowych, podczas skurczu koncentrycznego tzw. prostowników, w grupie młodzieży była większa niż u dzieci. Wstępne rozciągnięcie prostowników kończyn dolnych w ekscentrycznej fazie ruchu zamachowego mogło wzmocnić efektywność wykonania skoku wśród młodzieży, co wiąże się z głębokością przysiadania. W fazie przysiadania (zamachu – przypis autora) dzieci charakteryzowały się bowiem mniejszymi zakresami ruchu w stawie biodrowym, kolanowym i skokowym niż młodzież. Tak więc, dane te potwierdzają, że brak dostatecznej możliwości rozciągnięcia mięśni u dzieci podczas zamachu może wpływać na wyniki wykonania skoku. Zdaniem Bobberta i van Ingen Schenaua [1988], charakter skoków wymaga udziału prostowników kończyn dolnych do chwili zakończenia odbicia, z uwagi na konieczność podnoszenia i „wyrzucania” ciała. W fazie napędzania zwiększanie drogi odpychania mogło wpłynąć na wytworzenie większej energii – co jest korzystne do zwiększenia prędkości OSC ciała w chwili utraty kontaktu stóp z podłożem – a przez to wielkości wyskoku. Odpowiednie prostowanie kończyn dolnych, do momentu utraty kontaktu z podłożem, jest zatem ważnym czynnikiem podczas skoku, chociaż wyniki niniejszego badania wykazują, że w grupie badanych dzieci nie były one całkowicie wyprostowane. Zatem najciekawszym odkryciem tego badania była niedojrzała funkcja stawu kolanowego (brak pełnego wyprost) w grupie dzieci. Z drugiej jednak strony, w fazie odbicia osiągnęły już wzorzec dojrzałego funkcjonowania stawu biodrowego (w zakresie ruchu, w odniesieniu do piku mocy i pracy koncentrycznej prostowników).

Różnice dymorficzne w skoku pionowym z zamachem kończyn dolnych

Na efektywność wykonania skoku pionowego z zamachem mają wpływ czynniki mechaniczne, ale także nerwowe. Już wcześniej wykazano, że ilość energii sprężystej zmagazynowanej w ścięgnach przez wstępne rozciągnięcie (obciążenie; ang. *prestretch load*) pozytywnie wpływa na efektywność wykonania skoku [Voigt i wsp., 1995]. Jednak nadmierna szybkość rozciągania prostowników stawu kolanowego podczas tej fazy, może zagrozić późniejszemu wydatkowi mocy mechanicznej, powodując zbyt duże wydłużenie mięśnia w stosunku do jego optymalnej długości, zgodnie z zależnością siła/długość [Masci i wsp., 2010]. W związku z powyższymi obserwacjami stwierdzono, że kobiety rozwijają mniejszą moc i unoszą ciało na mniejszą wysokość w porównaniu z mężczyznami, ze względu na różnice w stosowaniu siły [Laffaye i wsp., 2014] i architekturę mięśni [Alegre i wsp., 2009]. Laffaye i wsp. [2014] donosili o mniejszej szybkości rozwijania siły podczas fazy ekscentrycznej CMJ, co może być bezpośrednio związane z mniejszym magazynowaniem energii sprężystej podczas zamachu i z mniejszym jej przywracaniem podczas fazy odpychania

(odbicia; ang. *push-off*). Odkrycia te mogą być związane z teorią, że kobiety ogólnie mają słabsze kończyny dolne [Wallace i wsp., 2008] z powodu różnic w grubości i względnej długości pęczków mięśni [Alegre i wsp., 2009], co prowadzi do innego zastosowania siły w czasie wykonywania skoku [Laffaye i wsp., 2014].

W tematykę dymorficzną wpisują się również badania Márquez i wsp. [2017], którzy przeanalizowali u 10 mężczyzn i 10 kobiet profil kinetyczny i wzorzec aktywności EMG kończyny dolnej podczas skoku pionowego z zamachem (CMJ) wraz z odpowiadającą mu fazą lądowania. Podczas CMJ mężczyźni faktycznie odnotowali wyższą efektywność skoku niż kobiety, pod względem wielkości wyskoku i rozwijanej mocy. Wartość sztywności¹⁴ była mniejsza u mężczyzn, z powodu większego przemieszczenia OSM w dół podczas ruchu zamachowego, niż u kobiet. Odnośnie aktywności EMG, mężczyźni wykazywali jej istotnie wyższy poziom dla mięśnia *rectus femoris* podczas koncentrycznej fazy skoku. Dane te sugerują, że liczba jednostek motorycznych aktywowanych w jednostce czasu była mniejsza u kobiet, co wpływa na zdolność układu nerwowo-mięśniowego do rozwijania wysokich poziomów siły tak szybko, jak to możliwe, przez mięśnie prostujące stawy kolanowe podczas wykonywania CMJ. Ta silna aktywność mięśnia *rectus femoris* może również zapobiegać nadmiernemu zsuwaniu się miofilamentów, pozwalając jednocześnie na lepszą kombinację pasywnych i aktywnych krzywych siła/długość podczas późniejszego skracania prostowników stawu kolanowego [Masci i wsp., 2010]. Kobiety ujawniły jednak wyższą wartość współczynnika współpobudzenia dla mięśni wokół stawu skokowego (piszczelowy przedni/brzuchaty łydki – łac. *tibialis anterior/gastrocnemius caput mediale*) podczas koncentrycznej fazy skoku. Większe współczynniki stwierdzone we wcześniejszych badaniach związane były ze zwiększoną sztywnością kończyn dolnych [Devita i Skelly, 1992; Márquez i wsp., 2013; Hortobagyi i wsp., 2009]. Podczas lądowania mężczyźni wykazywali większy pik siły reakcji podłoża oraz większą sztywność i przemieszczenie OSM w dół, niż kobiety. Analiza EMG wykazała u mężczyzn istotnie większą aktywność EMG w mięśniach *tibialis anterior* i *rectus femoris*. Również u mężczyzn stwierdzono wyższe współpobudzenie mięśni obejmujących staw skokowy. Jednym z możliwych wyjaśnień jest to, że to większe współpobudzenie może prowadzić do zapobiegania i kompensowania dalszych zaburzeń

¹⁴ Sztywność kończyn dolnych Márquez i wsp. [2017] zdefiniowali jako stosunek siły (F) do przemieszczenia OSM ciała (ΔL). Współczynnik ten określono zarówno podczas wyskakania jak i lądowania, gdy krzywa siła - czas osiągała wartość maksymalną ($F_{\text{pik}}/\Delta L$).

podczas fazy lądowania. Ponadto odkrycia autorów artykułu wykazały różną kontrolę nerwowo-mięśniową u mężczyzn i kobiet podczas skakania i lądowania.

1.1.4.2. Skok z półprzysiadu (bez zamachu kończyn dolnych – SJ)

Opis poprawnie wykonanego, standaryzowanego skoku z półprzysiadu

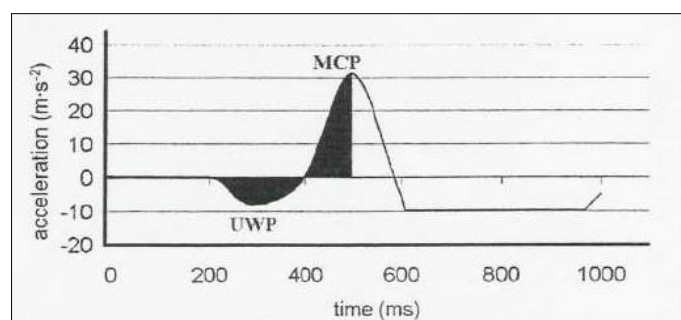
W przypadku skoku z półprzysiadu (SJ) bez zamachu kończyn dolnych i wymachu kończyn górnych, standaryzowana procedura, proponowana przez Innocenti'ego i wsp. [2006], jest następująca:

- ćwiczący najpierw przyjmuje pozycję półprzysiadu, w której kąt w stawach kolanowych wynosi ok. 120° , a stopy umieszczone są równolegle względem siebie, na szerokość barków,
- dalej wykonując wyskok, utrzymuje kręgosłup w miarę możliwości prosto, linia wzroku równoległa jest do poziomu, kończyny górne w stawach łokciowych znajdują się pod kątem $90 \div 100^\circ$, a ręce trzymane są na biodrach,
- w fazie lotu kręgosłup, głowa i kończyny górne nie zmieniają położenia, a ruch kończyn dolnych kończy się całkowitym wyprostem,
- lądowanie odbywa się równocześnie na obu stopach, w podobnej pozycji jak w chwili *takeoff*, w wyznaczonym na podłożu miejscu w kształcie prostokąta.

Van Zandwijk'a i wsp. [2000] interesowało, w jakim stopniu sygnały kontrolne (sterujące) wykorzystywane przez człowieka, wykonującego submaksymalne skoki z półprzysiadu, powiązane są z sygnałami sterującymi w skokach maksymalnych. W tym celu zarejestrowano dane kinematyczne i kinetyczne, a także sygnały elektromiograficzne z ośmiu mięśni kończyn dolnych, w warunkach skoku maksymalnego i submaksymalnego. Zastosowano analizę głównych składowych (ang. *principal component analysis*), do interpretacji przebiegu wygładzonych (ang. *smoothed*) i rektyfikowanych (ang. *rectified*) wykresów EMG (SREMG). Ponadto skoki z półprzysiadu były symulowane z wykorzystaniem modelu prostej dynamiki (ang. *forward dynamic model*) układu mięśniowo-szkieletowego, składającego się z czterech segmentów i sześciu mięśni. Najpierw symulowano skok na maksymalną wysokość, przez znalezienie optymalnego wzorca stymulacji (ang. *optimal stimulation pattern*). Następnie symulowano skoki submaksymalne, przez dostosowanie tego optymalnego wzorca stymulacji, w oparciu o strategię uzyskane z eksperymentalnych wykresów SREMG. Wykresy SREMG tych skoków ujawniły jedynie niewielkie różnice we względnym czasie aktywności mięśni między próbami maksymalnymi

i submaksymalnymi, jednak w mięśniach dwustawowych amplituda SREMG była zmniejszona. Natomiast kształt uzyskanych charakterystyk SREMG nie różnił się między tymi dwoma warunkami, nawet w przypadku mięśni dwustawowych. Symulowany, submaksymalny SJ przypominał w pewnym stopniu próby submaksymalne, określone w eksperymencie, co sugeruje, że różnice w sygnałach kontrolnych, jak wynika z danych eksperymentalnych, mogą rzeczywiście wystarczyć do uzyskania obserwowanego zachowania mięśni. Zdaniem autorów artykułu, uzyskane wyniki wpisują się w teorię istnienia uogólnionych programów motorycznych (ang. *generalized motor programs*; [Schmidt, 1982]) w obrębie ośrodkowego układu nerwowego, których wyjście jest określane przez ustawienie takich parametrów jak amplituda i względny czas sygnałów kontrolnych.

Innocenti i wsp. [2006] opracowali i przedstawili procedurę oceny efektywności wykonania skoku z półprzysiadu. W badaniach uczestniczyły 2 grupy badanych. Pierwszą stanowili zawodnicy rutynowo wykonujący SJ (gr. 1), a do drugiej zaliczono, tych którzy nie stosowali regularnie takich skoków podczas swojego codziennego treningu (gr. 2). Analizując trendy zmian pionowego przyspieszenia, prędkości i przemieszczenia OSM ciała podczas SJ, uzyskane z wykorzystaniem jednoosiowego akcelerometru, zauważono, że kształty krzywych odnoszące się do tego samego zawodnika, są do siebie podobne. Podobieństwo między kształtami (profilami) wykresów można było zaobserwować także wśród różnych zawodników. Na tej podstawie zdefiniowano na wykresach 8 charakterystycznych punktów. Punkty zostały wykorzystane do skonstruowania krzywej przyspieszenie - czas, którą przyjęto jako odniesienie. Dla ilościowej oceny krzywej $a(t)$, poza średnią wartością przyspieszenia w kluczowych punktach, dla każdego skoku oszacowano obszar *fazy odciążenia* (ang. *underweighting phase* – UWP; ryc. 1.8) i następującą po nim, również odnoszącą się do ruchu



Ryc. 1.8. Graficzne przedstawienie fazy odciążania (ang. *underweighting phase* – UWP) i fazy skurczu mięśni (ang. *muscular contraction phase* – MCP; dociążenia – przypis autora) [za: Innocenti i wsp., 2006].

ciała w dół, strefę związaną z *fazą skurczu mięśni* (ang. *muscular contraction phase* – MCP; dociążenia). Oceniano również stosunek MCP do UWP, oznaczony **K** ($K = MCP/UWP$). Zdaniem Innocenti’ego i wsp. [2006] iloraz **K** może być uznany za wskaźnik zużycia energii. Większe **K** faktycznie może wynikać z wyższej wartości strefy fazy skurczu mięśniowego lub mniejszej obszaru fazy odciążenia. Z drugiej strony **K** uzyskuje mniejsze wartości, gdy MCP w porównaniu z UWP maleje, tzn. gdy faza skurczu trwa krócej w porównaniu z fazą odciążenia (rozluźnienia) mięśni. Na podstawie średnich wartości powyższych parametrów stwierdzono, że:

- obszar UWP zawodników grupy 1 stanowił około 20% pola określonego dla badanych grupy 2, w wyniku krótszej fazy odciążenia (rozluźnienia mięśni),
- obszar MCP zawodników grupy 1 wynosił około 60% pola ustalonego dla grupy 2, w wyniku ich lepszego zużycia energii,
- wskaźnik **K** zawodników grupy 1 znacznie przewyższał (powyżej 500%), uzyskany przez badanych grupy 2.

Można to wytłumaczyć niewielkim obszarem MCP, który w grupie 1 często przyjmował wartości bliskie zeru. Została również ustalona progowa wartość (odnośnik) dla tego wskaźnika, który może być wykorzystywany, zdaniem jego autorów, do sprawdzania postępu uczenia się ruchu ciała (poprawy techniki skoku – przypis autora). To z kolei pozwala na użycie wskaźnika **K**, jako parametru określającego efektywność wykonania SJ. Może być zatem stosowany podczas treningu zawodnika, jako wskaźnik skuteczności, do którego należy się odwoływać.

W badaniach Creveauxa i wsp. [2006], 8 osobników płci męskiej wykonało skoki z półprzysiada w warunkach odciążenia i bez odciążania. Odciążenie osiągnięto dzięki specjalnej procedurze eksperymentalnej, opartej na systemie przeciwciężaru. Masę przeciwciężaru ustawiono tak, aby wywierała siłę odpowiadającą 50% ciężaru ciała każdego badanego. Dane kinetyczne i kinematyczne uzyskano odpowiednio z platformy siły (AMTI, 500 Hz) i kamery wideo (50 Hz). Odciążenie spowodowało zmniejszenie czasu trwania popędu siły i zmianę początkowej pozycji osoby badanej, z bardziej wyprostowanymi stawami skokowymi i kolanowymi oraz z większym przednim przesunięciem rzutu OSM w kierunku przednio-tylnym. Natomiast w chwili wspięcia na palce, w warunkach odciążenia, kąt stawu skokowego i rzut OSM w przód w kierunku przednio-tylnym były większe, podczas, gdy amplituda prostowania stawu kolanowego, maksymalny moment obrotowy w stawie biodrowym i moc były mniejsze. Mniejsza była również wykonana praca całkowita

i w stawie biodrowym. Zdaniem autorów artykułu, większe siły prostowników stawu kolanowego i zginaczy podeszwowych stopy powinny zapobiegać zmniejszaniu się efektywności SJ, co powinno nastąpić w konsekwencji zmiany początkowej i końcowej pozycji związanej ze zmniejszeniem czasu trwania popędu siły i amplitudy prostowania kolan.

Pereira i wsp. [2008] określili kolejność aktywności elektromiograficznej czterech mięśni kończyn dolnych (obszerny przyśrodkowy – łac. *vastus medialis*, prosty uda – łac. *rectus femoris*, dwugłowy uda – łac. *biceps femoris* i brzuchaty łydki głowa boczna – łac. *gastrocnemius caput laterale*), aby oszacować kontrolę ruchu w skoku pionowym SJ. W gorszych próbach tego skoku (gdy mniejsza była wielkość wyskoku), mięsień dwugłowy uda wykazywał aktywność istotnie wcześniej niż w próbach lepszych. Nie stwierdzono natomiast różnic w wielkości aktywności badanych mięśni (między lepszą i gorszą próbą), co zdaniem autorów oznacza, że nie wpływa ona na wykonanie tego skoku pionowego.

Sampozino i wsp. [2008] postanowili wyjaśnić związek między mocą a innymi parametrami mechanicznymi na nią wpływającymi i wykorzystać to w ocenie nowej, prostej metody obliczeniowej, aby ostatecznie móc określić moc w warunkach treningowych. W każdym teście SJ, opierając się na podstawowych prawach mechaniki, wyliczono średnią wartość siły, prędkości i mocy podczas odbicia. Dokonano tego zarówno z proponowanych obliczeń, jak i pomiarów za pomocą platformy siły. Metoda obliczania w/w parametrów, według Sampozino i współautorów artykułu została zweryfikowana na jedenastu fizycznie aktywnych mężczyznach, wykonujących dwa „maksymalne” skoki SJ. Różnice między tymi dwiema metodami nie były znaczące i mniejsze niż 3% dla każdego z tych 3 parametrów. Trafność metody obliczeniowej została również podkreślona analizami Blanda i Altmana [1986] oraz regresjami liniowymi, bliskimi linii identyfikacyjnej. Niskie współczynniki zmienności między dwiema próbami wykazały akceptowalną rzetelność sugerowanej metody. Proponowane obliczenia potwierdziły, w oparciu o analizę biomechaniczną, dodatni związek między mocą, masą ciała i wielkością wyskoku, dotychczas pokazany jedynie za pomocą równań regresji. Co więcej, obliczenia te wskazywały, że moc zależy również od pionowej drogi odbicia. Zatem dokładność i rzetelność proponowanych obliczeń teoretycznych były zgodne z tymi, które uzyskiwano podczas stosowania platformy siły. W związku z tym proponowana metoda, oparta wyłącznie na trzech prostych parametrach (masie ciała, wielkości wyskoku i długości drogi odpychania – odbicia), pozwala dokładnie ocenić siłę, prędkość i moc rozwinięte przez mięśnie prostowniki kończyn dolnych podczas SJ również w terenie (np. podczas treningu).

1.1.4.3. Skok w głąb (DJ)

Duże trudności powstają w badaniach dotyczących skoku w głąb (DJ), gdyż jest swego rodzaju reaktywną formą ruchu. Właściwy wyskok następuje po poprzedzającym go zeskoku z różnych wysokości. W wielu przeprowadzonych badaniach różne były protokoły DJ, gdyż wiele jest zmiennych, wpływających na wielkość wyskoku. Należą do nich między innymi: różne kąty ugięcia kolan podczas zamachu, wysokość zeskoku, liczba skoków poprzedzających wyskok, czas kontaktu stóp z podłożem, płeć, wiek oraz wytrenowanie.

Opis poprawnie wykonanego, standaryzowanego DJ z wymachem kończyn górnych

Acero i wsp. [2012], aby ujednoczyć pomiary tego skoku, zaproponowali następujący standaryzowany protokół jego wykonania. Pozycja wyjściowa w DJ jest podobna do opisanej w podrozdziale 1.1.4.1. w odniesieniu do CMJ. Właściwy reaktywny skok w głąb poprzedzają jednak 2 lub 3 małe progresywne podskoki z prawie prostymi kolanami i z pomocą wymachu kończyn górnych (ramion – RR). Występuje tu nieznaczne ugięcie kolan, ale idea polega na przekazywaniu działania skoku reaktywnego. Następne skoki stają się stopniowo coraz wyższe tak, aby w ciągu 5 lub 6 sekund osiągnąć 2 lub 3 skoki o maksymalnej wysokości. Po każdym ze skoków lądowanie odbywa się z wyprostowanymi stawami skokowymi i kolanowymi, w tej samej pozycji jak w chwili utraty kontaktu stóp z podłożem. To wyprostowanie kończyn pomaga skrócić czas kontaktu, a zatem ułatwia zaangażowanie ścieżki odruchów (podrozdział 1.1.1.2; CR-S) i zwiększa ich sztywność. Do porównania z wynikami innych autorów, wybierany jest najwyższy skok, w oparciu o kryterium czasowe. Zdaniem autorów artykułu, czas kontaktu z podłożem powinien się mieścić w przedziale między 249 ms (maksymalnie) a 119 ms (minimalnie). Limity czasowe ustalono na podstawie kryterium czasowego, z opublikowanych danych i empirycznych doświadczeń różnych autorów, po to, aby zapewnić włączenie ścieżki odruchowej.

W skoku w głąb zawodnicy opadając z podwyższenia, po wylądowaniu starają się wyskoczyć maksymalnie wysoko. Podczas tego zeskoku charakterystyka zmagazynowanej, a następnie wykorzystywanej energii mięśni, ma określony przebieg. W ekscentrycznej fazie skoku grawitacja zmusza ciało do ruchu w dół, a energia, jak już wspomniano, jest przechowywana w elementach sprężystych rozciąganych mięśni. Następnie energia ta jest wykorzystywana i dodawana do wytwarzanej, w czasie, gdy ciało przemieszcza się w górę [Bosco i wsp., 1982]. Przez porównanie wielkości wyskoku, znormalizowanej do obciążenia rozciągającego, Bosco i wsp. [1982] wykazali, że efektywność zeskoku graczy piłki siatkowej przewyższała skoczków w lekkoatletyce, piłkarzy i studentów wychowania fizycznego. Może

to być związane z indywidualnymi różnicami w poziomie zdolności siłowo-skocznościowych zawodników różnych dyscyplin, co zdaniem Izquierdo i wsp. [2004] wynika ze specyfiki długotrwałego treningu. Przy tym, zmienność efektywności wykonania skoków okazała się podobna do przedstawianej dla innych miar, powszechnie używanych do oceny sprawności fizycznej [Arteaga i wsp., 2000]. I tak wykazano, że moc rozwijana przez skaczących jest głównym wskaźnikiem (predykatorem) efektywności skoku pionowego CMJ [Harman i wsp., 1990; Dowling i Vamos, 1993; Aragon-Vargas i Gross, 1997a], lecz w literaturze brak było dostępnych informacji dotyczących predyktorów efektywności dla DJ. Dopiero dalsze badania, w tym Kolliasa i wsp. [2004], z wykorzystaniem analizy czynnikowej (analizy głównych składowych – ang. *principal components analysis*), dowiodły, że zawodnicy gier sportowych i skifści wykazują wartości siłowych i czasowych parametrów w DJ świadczące o efektywności zeskoku, różniące się od przedstawicieli lekkoatletyki.

Avela i wsp. [1996] badali właściwości nerwowo-mięśniowe mięśni trójgłowych uda (łac. *triceps surae*) i obszernych bocznych (łac. *vastus lateralis*), pracujących podczas różnego rodzaju obciążeń w cyklu rozciąganie-skracanie. Ponadto określili interakcje między wstępną aktywacją (ang. *preactivation*) tych mięśni a ich efektywnością w czasie kontaktu stóp z podłożem. Obciążanie mięśni przebiegało w trzech różnych warunkach, podczas:

- normalnego skoku w głąb z wysokości 0,66, 0,46 i 0,29 m [Komi i Bosco, 1978],
- skoku (odbicia) w specjalnych saniach zsuwających się po prowadnicach o trzech kątach nachylenia [Kaneko i wsp. 1984],
- skoku w głąb z wykorzystaniem specjalnego bloku podnoszącego ciało przy trzech różnych przyspieszeniach [Avela i wsp., 1994].

Skoki te pozwoliły na oddzielne modyfikacje obciążenia wybranych mięśni prostowników kończyn dolnych, przez zmianę prędkości OSC ciała lub bezpośrednio masy ciała, na którą również wpłynęła sztuczna zmiana przyspieszenia OSC. Stwierdzono, że pik prędkości kątowej stawu skokowego w fazie ekscentrycznej powiązany był z różnymi parametrami faz przed-kontaktowej i ekscentrycznej, we wszystkich badanych rodzajach skoku w głąb. Korelacje były wyższe dla mięśnia brzuchatego łydki (łac. *gastrocnemius*) niż dla mięśnia płaszczkowatego (łac. *soleus*). We wszystkich warunkach eksperymentalnych wstępna aktywność rejestrowanych mięśni rozpoczynała się na długo przed uderzeniowym kontaktem stóp z podłożem. Czas trwania fazy preaktywacji (ang. *preactivation*) zależał jednak od rodzaju ćwiczenia rozciągającego. Zdaniem autorów pracy wyniki sugerują wyraźną interakcję między preaktywacją mięśni i tą częścią wyjścia mięśni, która realizowana jest przez segmentowy

układ odruchu rozciągania. Ich zdaniem, również mechanizm kontroli samej wstępnej aktywności ma charakter wieloskładnikowy. Uzasadnione jest przy tym założenie, że co prawda preaktywacja jest zaprogramowana, ale można ją jednak modyfikować przez wejścia proprioceptywne, przedsionkowe i wzrokowe. Dlatego należy wziąć pod uwagę możliwość świadomej modyfikacji oczekiwanego obciążenia mięśni.

W badaniach Arabantziego i wsp. [1998], celem również było określenie wzorca aktywności EMG mięśni kończyn dolnych, tyle że podczas skoku w głąb z różnej wysokości. Jednocześnie rejestrowano aktywność trzech mięśni (prosty uda – łac. *rectus femoris*, dwugłowy uda – łac. *biceps femoris*, brzuchaty łydki – łac. *gastrocnemius*), siłę reakcji podłoża i kinematykę zeskoku z 20, 40 i 60 cm. Ponieważ wysokość wyskoku po zeskoku z 20 i 40 cm była podobna, stwierdzono, że wzorzec aktywności mięśni kończyn dolnych zmienia się w DJ po przekroczeniu określonej granicy ich obciążenia. Spośród badanych mięśni najwcześniej aktywowany był *gastrocnemius*, następnie *biceps femoris* i dalej *recrus femoris*.

Horita i wsp. [2002] określili interakcje między aktywnością mięśni przed fazą lądowania, a regulacją sztywności układu mięśniowo-szkieletowego w stawie kolanowym oraz prędkością w chwili *takeoff* podczas DJ. Sztywność w stawie kolanowym określono metodą regresji liniowej, na podstawie ilorazu momentu siły i kąta w tym stawie. Elastyczność (sprężystość) mięśnia prostownika stawu kolanowego (obszerny boczny – łac. *vastus lateralis*) podczas DJ została oszacowana za pomocą czteroelementowego modelu mięśnia [Crowe i wsp., 1980; McMahon, 1984], składającego się z: równoległe ułożonego elementu sprężystego (RES), szeregowo położonego elementu sprężystego (SES) oraz lepkiego tłumika (T) i elementu kurczliwego (EK). Skuteczność skoku w głąb, nazywana przez Komi'ego i Bosco [1978] wskaźnikiem efektywności wykonania skoku (ang. *index of the jumping performance*), określała wartość prędkości pionowej OSC w chwili *takeoff*. Efektywność ta pozytywnie korelowała z dodatnim szczytem (pikiem) mocy w stawie kolanowym oraz momentem siły stawu kolanowego w końcu rozciągania. Nie stwierdzono jednak istotnej zależności między efektywnością DJ a dodatnim pikiem mocy w stawie skokowym. Moment siły w stawie kolanowym pod koniec rozciągania korelował ze sztywnością SES w tzw. fazie transmisji (czyli od końca początkowego uderzenia – ang. *initial impact* – do rozpoczęcia fazy koncentrycznej) i z maksymalną szybkością narastania siły izometrycznej (ang. *rate of force development* – RFD) prostowników stawu kolanowego. Analiza wielokrotnych regresji wykazała, że sztywność SES podczas fazy transmisji stawu kolanowego może zostać wyjaśniona przez kombinację wstępnej aktywności mięśnia obszernego bocznego (łac. *vastus*

lateralis) i prędkości kątowej w stawie kolanowym w chwili zetknięcia z podłożem ($F = 5,76$; $p < 0,05$). Na podstawie tych i wielu innych zawartych w pracy wyników, Horita i współautorzy artykułu konkludują, „...centralnie zaprogramowana aktywność i związane z nią elastyczne zachowanie SES mięśnia prostującego kolano, w połączeniu z jego kurczliwością, odgrywają główną rolę w regulowaniu efektywności wykonania skoku w głąb” [Horita i wsp., 2002; s. 82].

W tematykę badania aktywności mięśni podczas wykonywania skoku w głąb wpisuje się również artykuł Böhma i wsp. [2006]. Używając komputerowej symulacji prostej dynamiki (ang. *forward dynamic*) wykazano udział szeregowo ułożonych sprężystych elementów mięśni w maksymalizacji wydajności kompleksu mięsień-ścięgno. W tym celu wykorzystano model ciała zawierający 8 mięśni kończyn dolnych, zachowujących się zgodnie z krzywą Hilla. Aktywację mięśni optymalizowano jako funkcję czasu tak, że z modelu uzyskano maksymalną wielkość wyskoku w DJ. Wykazano, że energia SES mięśni, zmagazynowana podczas fazy ruchu w dół (ekscentrycznej; ang. *downward phase*) DJ, stanowi istotny wkład (32%) w całkowitą energię mięśni w fazie odpychania (koncentrycznej; ang. *push-off phase*). Ponadto, w wyniku odzyskania zmagazynowanej energii sprężystej wszystkich elementów kurczliwych mięśni, aby rozwinąć większą siłę podczas ich skracania, można było zmniejszyć prędkość fazy odpychania do 63%. Jest to zgodne z właściwością krzywej siła - prędkość mięśnia. Dodatkowo rozciągnięcie SES pozwoliło tylko mięśniowi prostemu uda (łac. *rectus femoris*) pracować bliżej jego optymalnej długości, zgodnie z właściwością jego krzywej siła - długość (podrozdział 1.1.1.3).

Aktywność mięśni kończyn dolnych podczas lądowania leżała w zainteresowaniach badawczych Wikstroma i wsp. [2008]. Celem przeprowadzonych badań było porównanie zmiennych kontroli nerwowo-mięśniowej (czasu i wielkości aktywności), podczas udanych i nieudanych lądowań w skoku o różnych kierunkach (w płaszczyźnie strzałkowej, po przekątnej i bocznie). Wymagało to od stojących 70 cm od środka platformy uczestników, zeskoku na obie kończyny dolne i po odbiciu dotknięcia wyznaczonego znacznika, umieszczonego na wysokości odpowiadającej 50% maksymalnego skoku pionowego, a dalej lądowania na jednej kończynie, kolejno w trzech wskazanych kierunkach. W udanej próbie, każdy badany lądował na kończynie testowanej, stabilizował się tak szybko jak to było możliwe i zachowywał równowagę przez co najmniej 3 s. Za nieudaną próbę uznawano taką, w której badany tracił równowagę, co zmuszało go do zejścia z platformy siły, w celu jej odzyskania. Wszystkie dane zbierano podczas stabilizacji pojedynczej kończyny dolnej - testowanej. Dla

dwudziestu sześciu osób (10 mężczyzn i 16 kobiet) rejestrowano aktywność czterech mięśni: obszernego przyśrodkowego (łac. *vastus medialis*), półbłoniastego (łac. *semimembranosus*), brzuchatego łydki głowa boczna (łac. *gastrocnemius caput laterale*) i piszczelowego przedniego (łac. *tibialis anterior*). Czasy aktywności mięśni, średnią aktywność przygotowawczą EMG mierzoną w czasie 200 ms przed lądowaniem i reaktywną aktywność EMG mierzoną w czasie 200 ms bezpośrednio po lądowaniu, przyjęto jako zmienne kontroli nerwowo-mięśniowej. Dane elektromiograficzne ujawniły, że udane próby lądowania po skoku miały wcześniejszy czas aktywności i większe przygotowawcze i reaktywne amplitudy EMG. Nie było natomiast różnicy w odniesieniu czasów aktywności EMG ani amplitud między kierunkami.

Kolejną miarą efektywności wykonania skoku w głąb jest wskaźnik siły reaktywnej (ang. *reactive strength index* – RSI). RSI określa stosunek wielkości wysokości do czasu kontaktu stóp z podłożem. Young i wsp. [1995] użyli tego wskaźnika w ocenie wpływu instrukcji, jaka była przekazywana ćwiczącym, o sposobie wykonania skoku w głąb, na charakterystyki (parametry) jego wykonania. Jako odniesienie wykorzystano skok z zamachem (CMJ). Na podstawie przeprowadzonych badań stwierdzono, że DJ nie różni się zasadniczo od CMJ, ale różne instrukcje dotyczące wykonania mogą znacząco zmienić jego charakterystyki ruchu.

W artykule Pattersona i Caulfielda [2010] opracowano, a następnie sprawdzono poprawność algorytmu do obliczania wskaźnika siły reaktywnej, na podstawie danych z akcelerometru, zamontowanego w okolicy stawu skokowego. W porównaniu ze standardową platformą siły [Garcia-Lopez i wsp., 2013], RSI uzyskany za pomocą algorytmu miał wysoki współczynnik korelacji liniowej Pearsona ($r = 0,9816$), różnica średniej prędkości wynosiła 0,001 m/s, a przedział ufności był w zakresie od 0,12 do -0,11 m/s. Jednak wyniki Blanda i Altmana [1987], w szczególności obliczenia przedziału ufności, podkreślają niektóre potencjalnie ważne rozbieżności między wartościami RSI uzyskane z platformy siły i akcelerometru. Ważną zaletą obliczania wskaźnika RSI z akcelerometru mocowanego na butcie jest łatwy sposób wyliczeń oraz bardzo małe koszty urządzenia. Natomiast zdobyte informacje, zdaniem autorów artykułu, pozwalają trenerom optymalizować treningi plymetryczne, motywować zawodników oraz monitorować ich zmęczenie.

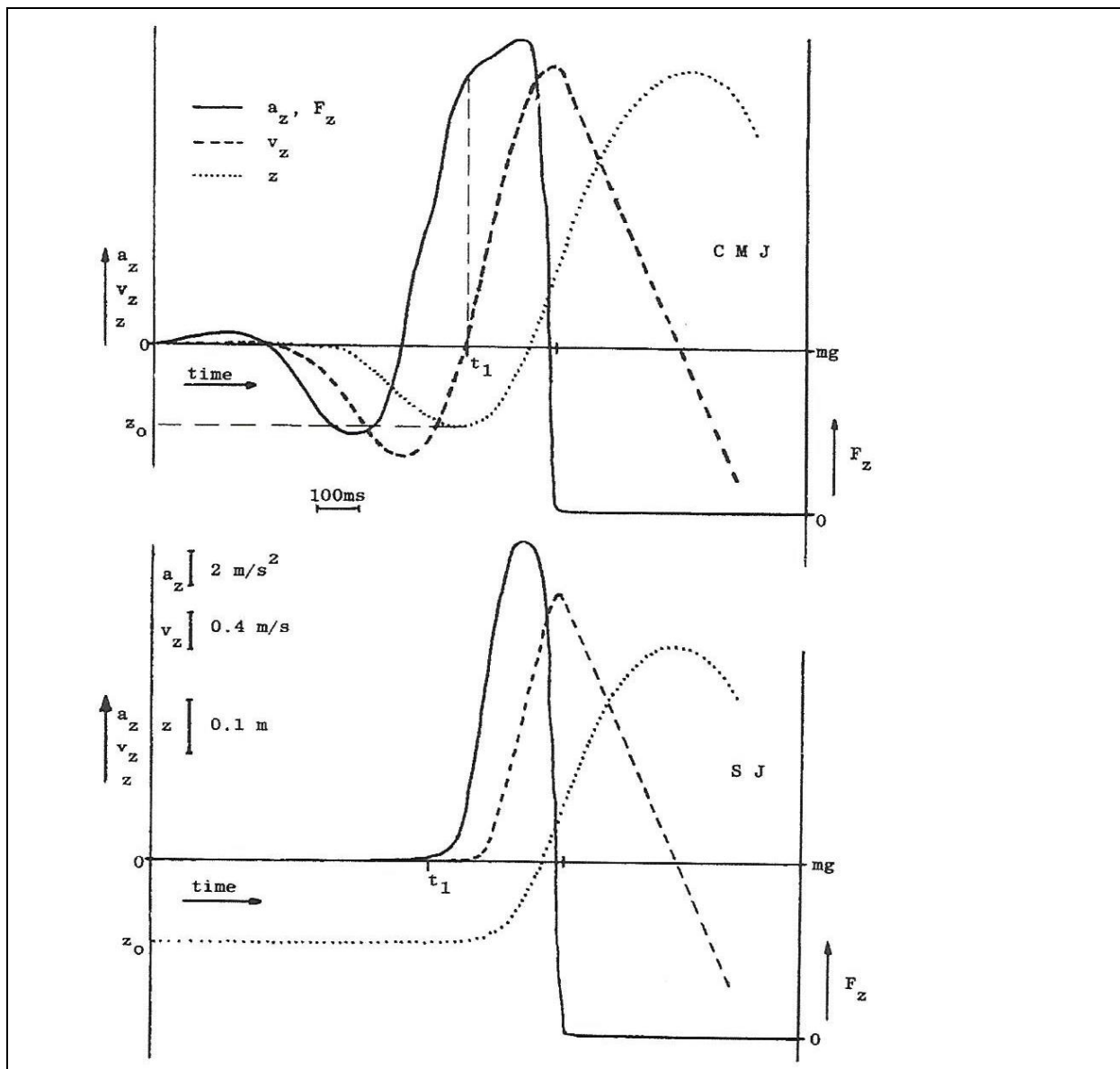
W badaniu Struzika i wsp. [2016], wskaźnik siły reaktywnej służył do porównania efektywności dwóch rodzajów (technik) DJ: po zeskoku z zamachem (*counter movement drop jump* – CDJ) i po podskoku (*bounce drop jump* – BDJ). RSI ustalono oddzielnie dla faz

amortyzacji i odbicia. Statystycznie istotne różnice między wartościami wskaźnika siły reaktywnej dla CDJ i BDJ odnotowano dla skoków z wysokości 30, 45 i 60 cm. Jedynie dla skoków z wysokości 15 cm różnice te nie były istotne. Ponadto wartości wielkości wyskoku dla CDJ były istotnie wyższe od tych zarejestrowanych dla BDJ. Czas kontaktu stóp z podłożem oraz fazy amortyzacji i odbicia podczas BDJ były istotnie krótsze niż odpowiednie wartości uzyskane dla CDJ. W podsumowaniu autorzy artykułu stwierdzają, że wykorzystanie RSI do monitorowania treningu plyometrycznego powinno odnosić się do oczekiwanej techniki wykonania DJ. Konieczne jest również kontrolowanie tej techniki, ponieważ wykonanie skoku, który nie spełnia określonych kryteriów, może mieć wpływ na jego parametry i wartości RSI. Ponadto należy oczekiwać, że wartości RSI będą nieco wyższe dla skoków BDJ niż CDJ.

1.1.4.4. Wpływ zamachu kończyn dolnych na parametry skoku pionowego

Najskuteczniejsi skoczkowie potrafią wyskoczyć o kilka centymetrów wyżej w skoku z zamachem, niż w skoku z półprzysiadu o takim samym pionowym zakresie odpychania (ang. *push-off phase*). Bobbert i wsp. [1996; s. 1408], stwierdzili, że „...nawet jeśli pozycja ciała na początku fazy odpychania była taka sama w SJ jak w CMJ, wielkość wyskoku była średnio o 3,4 cm wyższa w drugim z tych skoków”. Ich zdaniem, jednym z powodów jest nagromadzona w mięśniach energia sprężysta.

Przeglądu różnych, czasami alternatywnych, koncepcji wykorzystania sprężystej energii mięśni w ruchach człowieka, w tym w skokach, dokonał van Ingen Schenau [1984]. Wpływ ruchu zamachowego, tj. wstępnego rozciągania (ang. *prestretch movement*), powodującego magazynowanie energii sprężystej w kompleksie mięśniowo-ścięgnowym, wyjaśnia on przy pomocy prostych rozważań mechanicznych. Na rycinie 1.9 przedstawiono wykresy pionowych składowych siły reakcji podłoża, prędkości i przemieszczenia OSC jednej z badanych osób, podczas skoku z półprzysiadu i z zamachem. W CMJ ujemna prędkość (linia kreskowana) OSC ciała musi być zmniejszona przez działanie siły większej niż siła ciężkości ciała ($m \times g$). W ciągłym ruchu CMJ oznacza to, że siła reakcji osiągnęła na początku skurczu koncentrycznego zaangażowanych mięśni (t_1) prawie maksymalną wartość, natomiast w SJ równa jest sile ciężkości. Główna różnica między charakterystykami obu skoków dotyczy zatem poziomu siły podczas rozpoczynania fazy skurczu koncentrycznego. Bardziej szczegółowo zinterpretował te wykresy Hochmuth [1981], opisując *zasadę siły początkowej* (również Król, 2016; s. 83 - 86). Uwzględniając czas potrzebny na rozwinięcie siły (czas narastania siły), działanie w SJ jest utrudnione, ponieważ część całkowitej potencjalnej długości skracania mięśni nie pokrywa się z możliwościami rozwijania maksymalnych wartości

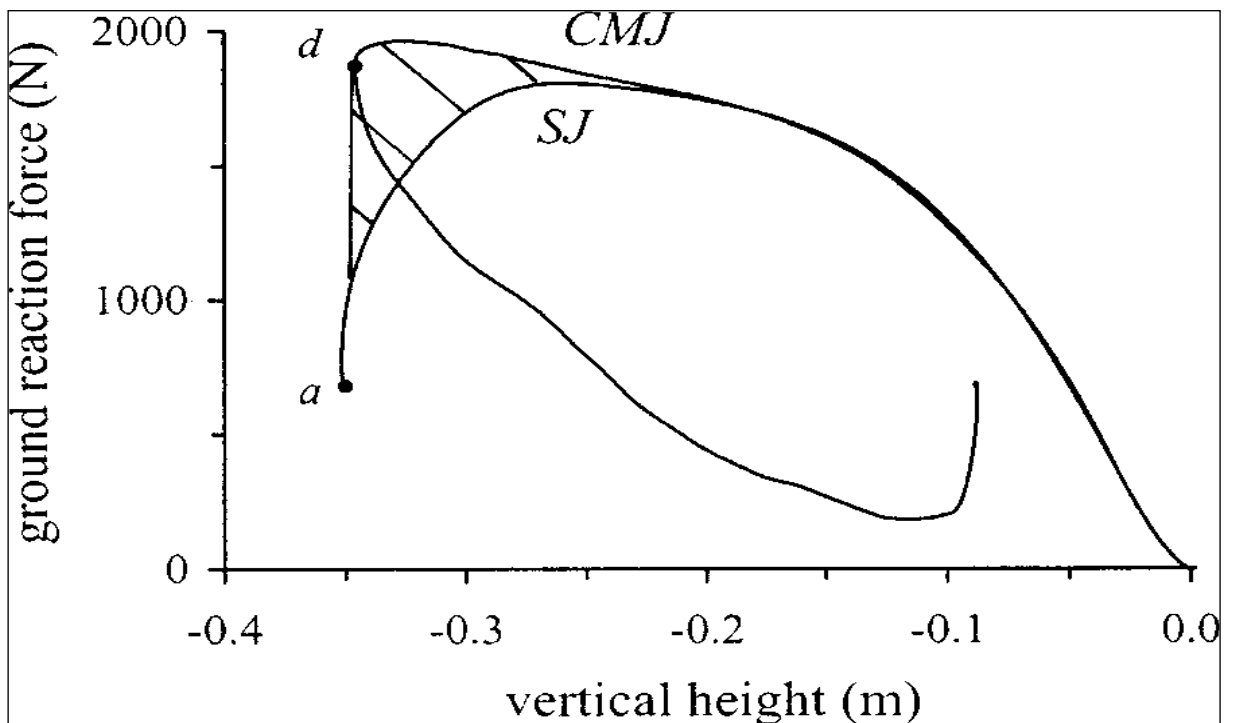


Ryc. 1.9. Siła reakcji podłoża (F_z), położenie (z), prędkość (v) i przyspieszenia (a) ogólnego środka ciężkości (OSC) ciała podczas skoku z zamachem (CMJ) i skoku z półprzysiadu (SJ). $z = 0$ jest położeniem OSC stojąc (kąt w stawach kolanowych -180°). Poprzedzająca skok siła F_z równa jest sile ciężkości ($Q = m \times g$) i $a = 0$. Nawet jeśli położenie z_0 OSC ciała w chwili najgłębszego zgięcia kolan jest takie same w obu skokach, CMJ ma tę zaletę, że na początku (t_1) prostowania kończyn dolnych ma dużą siłę, ponieważ w tym skoku siła została już „zbudowana” podczas hamowania prędkości OSC w ruchu w dół podczas zamachu [za: van Ingen Schenau, 1984].

sił. Wynika to z długości mięśni i szybkości jej zmiany w fazie skurczu koncentrycznego (podrozdział 1.1.1.3.). Efekt wstępnego rozciągnięcia mięśni można zatem tłumaczyć przeciwdziałaniem czasowi narastania siły podczas skurczu koncentrycznego. Główną korzyścią ruchu wstępnego rozciągania, zdaniem van Ingen Schenau [1984], wydaje się być jednak zapobieganie utracie poprzecznych mostków (między miozyną i aktyną) w chwili wystąpienia skurczu w napiętych mięśniach. Rozciągnięte przed skurczem koncentrycznym

mięśnie mogą wykonać, przy tym samym koszcie metabolicznym, większą pracę mechaniczną, w porównaniu z koncentrycznym skurczem bez wstępnego rozciągnięcia.

Porównując krzywe siła - czas CMJ i SJ, często nie jest oczywiste, w którym ze skoków popęd siły jest większy. Zdaniem Linthorne'a [2001], ta wyższość CMJ nad SJ staje się jednak oczywista, gdy porównamy krzywe siła – przemieszczenie (ryc. 1.10), a więc pracę wykonywaną przez skoczka podczas fazy odbicia. W CMJ skoczek wykonując większą pracę



Ryc. 1.10. Porównanie krzywych siła-przemieszczenie dla skoku z zamachem (CMJ) i z półprzysiadu (SJ). Zakreskowany obszar wskazuje na większą pracę wykonaną przez skoczka w CMJ, w porównaniu z SJ. W obu skokach pionowa wysokość $z = 0$ została ustalona na poziomie wysokości OSC ciała, w chwili utraty kontaktu stóp z podłożem (*takeoff*). Za: Linthorne [2001].

(zakreskowany obszar) w fazie ruchu w górę niż w SJ, uzyskuje zatem większą prędkość w chwili utraty kontaktu stóp z podłożem i bardziej unosi ciało w locie. W skokach pokazanych na rycinie 1.10 skoczek wykonał o 27 J większą pracę i skoczył o 4,5 cm wyżej w CMJ niż w SJ. Dzieje się tak, gdyż w CMJ pionowa składowa siły reakcji podłoża na początku fazy ruchu w górę (t_1 na ryc. 1.9) jest już znacznie większa niż ciężar ciała (*zasada siły początkowej* Hochmutha). Poziomy pobudzenia (aktywności) i siły mięśni kończyn dolnych skoczka są wysokie, ponieważ musiał on spowolnić, a następnie odwrócić początkowy ruch ciała w dół.

W literaturze zaproponowano kilka mechanizmów, wyjaśniających zwiększenie maksymalnej wielkości wysokości wskutek ruchu zamachowego. Żeby to lepiej zrozumieć, spójrzmy raz jeszcze na rycinę 1.10, przedstawiającą pionową siłę reakcji podłoża F_z

w funkcji wysokości położenia OSC ciała, dla maksymalnej wielkości wyskoku CMJ i SJ tego samego osobnika. Pole powierzchni pod takim wykresem odzwierciedla zmianę efektywnej energii, czyli energii przyczyniającej się do wielkości wyskoku (suma energii potencjalnej i kinetycznej ze względu na pionową prędkość OSC ciała). Jeśli dla fazy napędzania¹⁵ (ang. *propulsion phase*; inaczej odbicia, odpychania) obliczymy całość, staje się oczywiste, że powierzchnia dla CMJ jest większa niż dla SJ (nadwyżka jest zaznaczona zakreskowanym obszarem na rycinie 1.10), ponieważ w CMJ przez większą część zakresu ruchu OSC ciała w górę może być produkowana większa F_z .

Jeżeli konfiguracja ciała dla CMJ i SJ na każdej wysokości OSC jest taka sama, większa wartość F_z oznacza, że siły mięśniowe przyspieszające ciało w górę są również większe. Dlaczego siły mięśni są większe w CMJ niż w SJ? **Pierwszym możliwym wytłumaczeniem** jest to, że rozciągnięcie mięśni, pojawiające się podczas ruchu zamachowego w CMJ, wyzwala neuronalne odpowiedzi [Ditz i wsp., 1979], które podczas fazy napędzania pomagają wzbudzić mięśnie, a tym samym siłę, przekraczającą tę powstałą w SJ. **Drugim możliwym wytłumaczeniem** jest, że rozciąganie mięśni w CMJ zwiększa zdolność wytwarzania siły elementów kurczliwych [Herzog i wsp., 2003; Rassier i wsp., 2003]. **Trzecie możliwe wyjaśnienie** zakłada, że na początku fazy napędzania, zarówno w CMJ, jak i w SJ, włókna mięśniowe znajdują się na malejącym łuku krzywej ich zależności siła – długość (podrozdział 1.1.1.3; ryc. 1.4; linia przerywana). Jednak w CMJ, w wyniku rozciągnięcia szeregowo ułożonych elementów sprężystych, są one tylko nieco poza optymalną ich długością, tym samym mogą wytworzyć większą siłę w stosunku do pierwszej części swego zakresu skracania [Ettema i wsp., 1992]. Rozciąganie szeregowo ułożonych elementów sprężystych pociąga za sobą magazynowanie energii, która może być ponownie wykorzystana podczas fazy napędzania. Jednak, chociaż szeregowo ułożone elementy sprężyste przyczyniają się do maksymalnej wysokości wyskoku, przez pozytywny wpływ na szybkość z jaką energia może zostać uwolniona [Bobbert, 2001], nie może to wyjaśnić różnic wysokości wyskoku pomiędzy różnymi rodzajami skoków [van Ingen Schenau, 1984; Bobbert i wsp., 1987; Anderson i Pandey, 1993]. **Czwarte możliwe wyjaśnienie** proponowane w literaturze, opiera się na fakcie, że aktywny stan mięśni (ang. *muscle active state*; zasadniczo frakcja aktywny wiążąca miejsca dostępne do tworzenia mostków poprzecznych) rozwija się z ograniczoną szybkością. W CMJ

¹⁵ Określenie faza napędzania, stosowane w różnych pracach naukowych, odnosi się do części skoku, która rozpoczyna się ruchem OSC ciała w górę a kończy w chwili utraty kontaktu stóp z podłożem; zwanej w rozprawie odbiciem.

stan aktywny można rozwinąć już podczas przygotowawczego ruchu zamachowego, ale w SJ nieuchronnie rozwija się on podczas fazy napędzania, powodując, że siła i praca mięśni, wytworzone w pierwszej części tej fazy (np. pierwsze 5 cm na ryc. 1.10) stają się submaksymalne [van Ingen Schenau, 1984; Svantesson i wsp., 1994; Bobbert i wsp., 1996]. **Ostatnim, możliwym wyjaśnieniem** jest to, że badany ma lepszą koordynację w CMJ. Ostatecznie wykonując w treningu, ale i w życiu codziennym, głównie skoki z zamachem, badany mógł w CMJ zoptymalizować swoją koordynację, nie zaś w SJ. Zatem pozwala to badanemu przyjmować w CMJ, przy każdej wysokości OSC, bardziej dogodną konfigurację ciała (z mięśniami działającymi w bardziej korzystnym obszarze ich zależności siła - długość), albo bardziej korzystnie łączyć prędkości kątowe w stawach (z mięśniami operującymi w bardziej optymalnym obszarze ich zależności siła - szybkość zmiany długości), lub też bardziej skutecznie przenosić siłę mięśni na pionowe przyspieszenie OSC ciała, a ostatecznie pomóc w zapobieganiu przedwczesnej utracie kontaktu stóp z podłożem [Bobbert i van Soest, 2001]. Nie trzeba jednak dodawać, że możliwe wyjaśnienia wzajemnie się nie wykluczają.

Zdaniem Bobberta i Casiusa [2005], aby systematycznie zbadać, dlaczego wielkość wyskoku jest większa w CMJ niż w SJ, eksperymenty na ludziach nie są odpowiednie, jeśli nie można zmierzyć istotnych parametrów, takich jak siły poszczególnych mięśni i długości elementów kurczliwych. Dlatego naukowcy zwrócili się w stronę modeli symulacyjnych. Jedną z pierwszych takich prób podjęli Anderson i Pandy [1993], przeprowadzając symulacje CMJ i SJ z optymalnym modelem kontroli układu mięśniowo-szkieletowego, w celu zbadania roli szeregowych elementów sprężystych. Niestety, wyniki nie pozwoliły im wyjaśnić różnicy wielkości uniesienia ciała w locie pomiędzy CMJ i SJ. W przeciwieństwie do oczekiwań, wielkość wyskoku ich symulowanego CMJ była o 1 cm mniejsza niż symulowanego SJ.

Biorąc pod uwagę obfitość badań, w których wielokrotnie wykazywano większą wielkość wyskoku w CMJ niż w SJ (Asmussen i Bonde-Peterson, 1974; Komi i Bosco, 1978; Bobbert i wsp., 1996), a także wiarygodność nieco wcześniej przedstawionych wyjaśnień, kolejną próbę badań symulacyjnych podjęli, wspomniani już Bobbert i Casius [2005]. Ich celem było ustalenie, czy różnica wielkości wyskoku między CMJ i SJ mogła być wyjaśniona aktywnym stanem mięśni podczas fazy napędzania. Symulacje przeprowadzono za pomocą dwuwymiarowego modelu dynamiki prostej (ang. *forward dynamics model*) układu mięśniowo-szkieletowego człowieka, obejmującego cztery segmenty ciała i sześć mięśni. Aktywny stan mięśni nie był niezależnym wejściem modelu, pośrednio manipulowano nim (zmieniano go) przez stymulację mięśni (ang. *muscle stimulation* – STIM). STIM, jedyne

wejście modelu, mogło być wyłączone lub włączone. Po włączeniu STIM stymulacja wzrastała do wartości maksymalnej przy stałej szybkości zmian ($dSTIM/dt$). Dla różnych wartości $dSTIM/dt$, czasy przełączania stymulacji zostały zoptymalizowane, w celu uzyskania maksymalnej wielkości wyskoku CMJ. Z tego CMJ wybrano konfigurację dla najniższej wysokości OSC ciała i zastosowano ją jako statyczną konfigurację początkową do symulacji SJ. Następnie czasy przełączania STIM zostały zoptymalizowane, aby znaleźć maksymalną wielkość wyskoku SJ. Uzyskane za pomocą przyjętego modelu wyniki, symulowanego CMJ i SJ, bardzo przypominały te z rzeczywistych skoków osób badanych. Maksymalna wielkość wyskoku modelu była większa w przypadku CMJ niż w przypadku SJ, przy czym różnica wynosiła od 0,4 cm przy niezmiernie wysokim $dSTIM/dt$, do około 2,5 cm przy najniższym badanym $dSTIM/dt$. Wyższy wyskok w CMJ był wynikiem większej pracy mięśni prostowników stawów biodrowych. Mięśnie te mogły wytworzyć większą siłę i pracować przez pierwsze 30% zakresu ich skracania w CMJ, ze względu na to, że posiadały wyższy aktywny stan w CMJ niż w SJ. Zdaniem Bobberta i Casiusa „...większą wielkość wyskoku w CMJ niż w SJ można wyjaśnić faktem, że w CMJ aktywny stan mięśni rozwijał się w czasie przygotowawczego ruchu zamachowego, podczas, gdy w SJ bezspornie rozwijał się podczas fazy napędzania, dzięki czemu mięśnie mogły wytwarzać większą siłę i pracę podczas skracania się w CMJ” [Bobbert i Casius, 2005; s. 440].

Połączeniem badań symulacyjnych z rzeczywistymi pomiarami parametrów skoku pionowego jest praca Domire'a i Challisa [2007]. Autorzy wyszli z założenia, że zwiększenie czasu, w którym mięśnie generują siłę powinno doprowadzić do wytworzenia większej jej sumarycznej wartości, a przez to w skokach, do większej wielkości wyskoku. Do symulacji skoków pionowych z różnych pozycji wyjściowych wykorzystali model dynamiczny. Skoki zostały zasymulowane przy użyciu modelu optymalnej dynamiki sterowania bezpośredniego (ang. *direct dynamics simulation model*) mięśni. Zastosowany model był podobny do innych, stosowanych do badania skoków (np. van Soest i wsp. [1993]). Dziesięciu uczestników badań wykonało łącznie 6 skoków pionowych z preferowanych (3) i głębszych (3) pozycji wyjściowych. Uczestnicy tych badań wyskoczyli tak samo wysoko ze swojej preferowanej głębokości przysiadu jak i z głębszej pozycji. W oparciu o model symulacyjny otrzymano podobną wielkość wyskoku do uzyskanej przez uczestników badań. Podobnym był także wzorzec koordynacji mięśni, mimo, iż model jest uproszczeniem ludzkiego układu mięśniowo-szkieletowego. Jednakże w przypadku modelu uzyskano wyższą wielkość wyskoku z głębszej pozycji przysiadu niż z półprzysiadu, odzwierciedlającego preferowaną głębokość uczestników

badan. Badanie aktywnych stanów modelu (ang. *model active states*), wykazało podobną koordynację wszystkich mięśni dla obu głębokości przysiadu, z wyjątkiem dwustawowych mięśni podkolanowych (ang. *hamstrings*). Wymagało to zmian w koordynacji mięśni, w celu zoptymalizowania wielkości wyskoku, co zdaniem Domire i Challisa może tłumaczyć, dlaczego uczestnicy badań nie skakali wyżej z głębszego przysiadu. Skakanie z głębokiego przysiadu nie jest często praktykowane, więc uczestnicy badań prawdopodobnie nie byli w tych skokach tak dobrze skoordynowani, jak ze swojej preferowanej głębokości. Inną z różnic, mogących wyjaśnić odmienne wyniki uzyskane w próbach z głębokiego przysiadu, jest to, że model jest optymalnie kontrolowany z każdej początkowej pozycji, co niekoniecznie jest prawdziwe dla uczestników badań. Ciekawą obserwacją jest to, że u ośmiu z dziesięciu uczestników badań w skokach z głębokiego przysiadu, dla każdej z trzech prób, zaobserwowano dwuszczytowy pionowy wzorec siły reakcji podłoża. Nie było to widoczne w żadnym ze skoków wykonywanych z preferowanej pozycji początkowej. Jak już wspomniano, model jest optymalnie skoordynowany i wykorzystuje inny wzorec koordynacji dla mięśni dwustawowych w dwóch skokach. Może to wyjaśnia uzyskanie różnych profili sił reakcji podłoża, chociaż tego związku nie można ustalić bezpośrednio.

1.1.4.5. Rola wymachu kończyn górnych w skoku pionowym

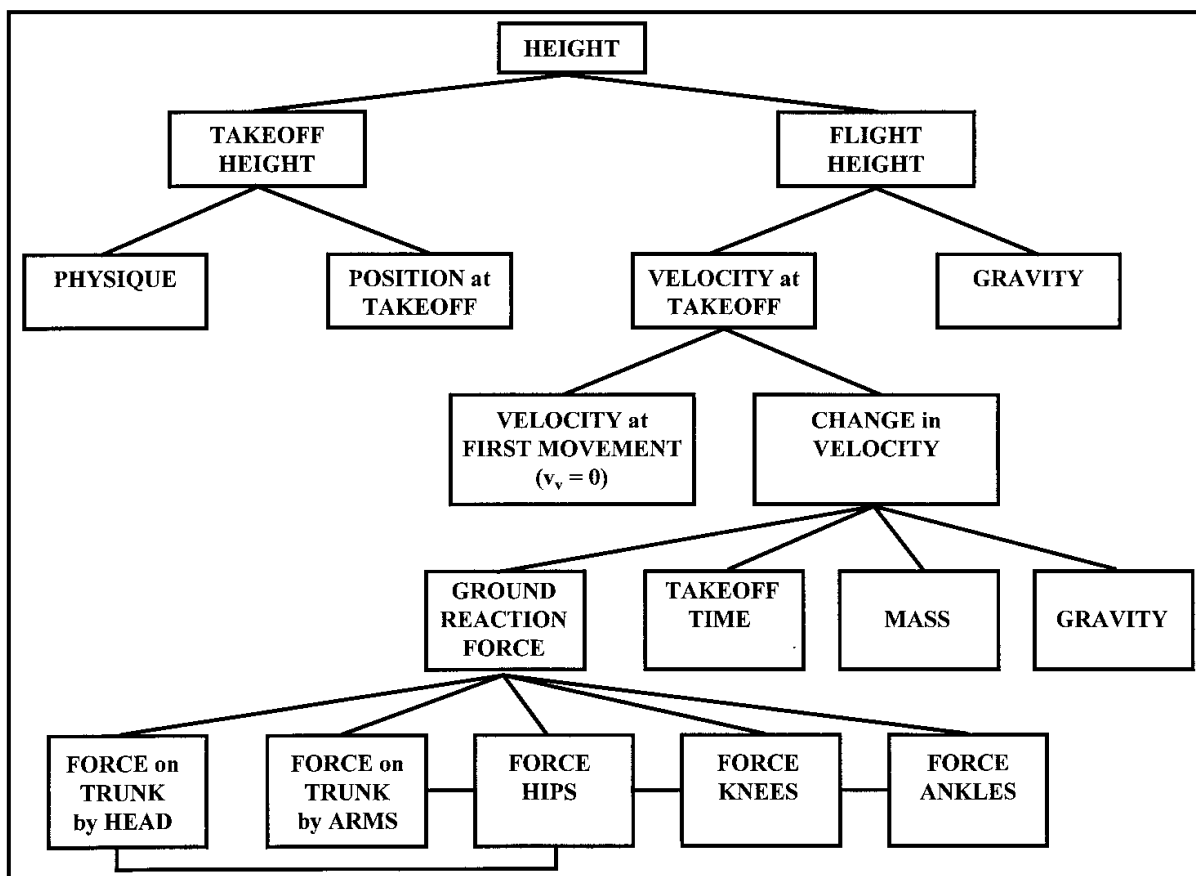
Wykonując skok pionowy „na maksymalną wysokość”, skaczący często korzystają z przygotowawczego zamachu kończyn dolnych, co powoduje skoordynowane zginanie stawów biodrowych, kolanowych i skokowych, a następnie gwałtowne ich prostowanie, przed chwilą utraty kontaktu stóp z podłożem (UKS; ang. *instant at the takeoff*). Jak już wspomniano, wielu badaczy wykazało, że zamach kończyn dolnych zwiększa wysokość skoku skaczących [Enoka, 1988, Khalid i wsp., 1989, Harman i wsp., 1990], ponieważ rośnie ich „wstępne obciążenie” [Enoka 1988, Anderson and Pandy, 1993, Zajac, 1993], co umożliwia im wykorzystanie dynamiki CR-S mięśni [van Ingen Schenau i wsp., 1997; Schmidtbleicher, 2000; McNeal i wsp., 2007]. Dodatkowo zamach wydłuża przedział czasu, w którym ciało posiada dodatnie przyspieszenie [Harman i wsp., 1990; Zajac, 1993].

W większości skoków, równocześnie z zamachem kończyn dolnych, następuje dodatkowo gwałtowny **wymach kończyn górnych** (ramion – RR). Badania wykazały, że zwiększa to jeszcze bardziej wielkość uniesienia ciała podczas skoku z zamachem [Khalid i wsp, 1989; Oddson, 1989; Shetty i Etnyre, 1989; Harman i wsp., 1990; Feltner i wsp., 1999; Walsh i wsp., 2007; Hara i wsp., 2008; Domire i Challis, 2010; Acero i wsp., 2012; Akl, 2013]. Zdaniem Hara’y i wsp. [2008], ruch zamachowy kończyn dolnych i wymach RR wpływają,

w sposób niezależny, na pracę kończyn dolnych, dzięki czemu sprzężenie obu działań może spowodować wyższy wyskok. Mowa o tym w *zasadzie czasowej koordynacji popędów sił* Hochmuth'a, o której wspomniano na s. 11, a szczegółowo przedstawił Król [2016; s. 95 - 100]. Zatem w strukturze skoku pionowego istotne są, dobrze skoordynowane z ruchami kończyn dolnych, wymachy kończyn górnych.

W wielu badaniach prześledzono, w jaki sposób wymach RR wpływa na wielkość pionowej siły reakcji podłoża [Dapena i Chung, 1988; Lees i Barton, 1996; Feltner i wsp., 2004]. Podczas skoku pionowego kończyny górne, w odniesieniu do ruchu OSC ciała w pionie, najpierw poruszają się w dół – w stronę powierzchni oparcia, zmniejszając w ten sposób nacisk na podłoże, co jest efektem negatywnym, a następnie w górę w stronę odbicia, co zwiększa nacisk, ma więc wpływ pozytywny [Lees i Barton, 1996]. Dodatni wpływ wymachu na krzywą pionowej siły reakcji podłoża wykazano we wszystkich trzech zaangażowanych stawach (skokowym, kolanowym i biodrowym) w końcowej części kontaktu stóp z podłożem, tj. podczas przyspieszania ruchu w górę (podrozdział 1.1.1; ryc. 1.2) [Lees i Barton, 1996, Lees i wsp., 2004]. Jest to ważne, gdyż ten fragment skoku bezpośrednio wpływa na wielkość wyskoku.

W lepszym zrozumieniu przedstawionych zagadnień może chociaż częściowo pomóc idea *deterministycznego modelu analizy jakościowej techniki skoku pionowego* (ryc. 1.11) [Ballreich, 1983; Bober, 1985; Hay i Reid, 1988; Feltner i wsp., 1999; Ham i wsp., 2007; Król, 2016]. Wysokość skoku (tj. wysokość OSC ciała w chwili jego najwyższego położenia – HEIGHT) jest funkcją wysokości OSC ciała w chwili UKS (TAKEOFF HEIGHT) i wielkości lotu (FLIGHT HEIGHT), tj. pionowego przemieszczenia (uniesienia) ciała podczas lotu. W skoku pionowym wymach RR w przód, powodujący pozycję skrajnego zgięcia w stawach ramiennych i wyprostowania stawów łokciowych w chwili UKS (tj. RR są wyprostowane i uniesione ponad głową), zwiększa jednocześnie wysokość OSC ciała w tym momencie, co wpływa na większą wysokość skoku.



Ryc. 1.11. Deterministyczny model analizy jakościowej techniki skoku pionowego [za: Hay i Reid, 1988; zmodyfikowany przez Feltner'a i wsp., 1999].

Jednak ruchy kończyn górnych wpływają również na wartość pionowej składowej siły reakcji podłoża (GROUND REACTION FORCE), zmieniając napędzający popęd sił netto¹⁶, wywierany na skoczka. Większy popęd netto powoduje wzrost pionowej prędkości OSC ciała w chwili UKS (VELOCITY at TAKEOFF) i zwiększa wielkość uniesienia ciała w locie.

Wspomniani już Payne i wsp. [1968], sugerowali, że wymach RR zwiększa wartość pionowej składowej siły reakcji podłoża bezpośrednio przed chwilą UKS. Zaś Miller [1976] odkryła, że podczas skoku pionowego siła netto wywierana zarówno na tułów, jak i pozostałe części ciała (*zasada przeciwdziałania sił* Hochmutha; Król [2016; s. 111-116]), wykazywała w charakterystyce tej siły podwójny szczyt (ang. *double-peaked* albo *quartic trend*), tj. tendencję, obejmującą dwa maksima, otaczające lokalne minimum. Zasugerowała też, że ruch kończyn górnych zmniejszył wartości maksymalne siły, ale zwiększył wielkość lokalnego minimum i ogólnie wywarł wpływ na zwiększenie wielkości wyskoku. Gdy mięśnie kończyn

¹⁶ W fizyce siła netto – to ogólnie siła działająca na obiekt. Aby ją obliczyć, w diagramie ciała swobodnego, należy traktować ciało jako izolowane. Oddziaływania na środowisko lub inne ograniczenia reprezentowane są w diagramie, jako siły i momenty sił.

dolnych znajdowały się w „...dogodnej pozycji do wywierania pionowej siły reakcji...” [Harman i wsp., 1990; s. 832], zwrócone w górę przyspieszenie kończyn górnych (związane z ich wymachem) wywołało zwróconą w dół siłę, pochodzącą od ruchu RR, a działającą niejako przez tułów na pozostałe części ciała, co spowolniło szybkość skracania mięśni czworogłowych (łac. *quadriceps*) i pośladkowych (łac. *gluteus*). Jest to zgodne z wspomnianą już biomechaniczną **zasadą czasowej koordynacji popędów sił** Hochmuth’a (Król [2016; s. 95-100]). Uwzględniając *zależność siła skurczu – szybkość skracania mięśnia* (podrozdział 1.1.1.3.; ryc. 1.6.), wolniejsze koncentryczne działanie mięśni kończyn dolnych powoduje zwiększone ich napięcie i przypuszczalnie większe pionowe siły reakcji podłoża. Jednak, nie przedstawiono jeszcze dostatecznych danych eksperymentalnych, w celu potwierdzenia tego mechanizmu.

Na rolę wymachu RR w zwiększaniu efektywności skoku pionowego zwracano uwagę w wielu artykułach o różnorodnej tematyce.

Przykładowo Harman i wsp. [1990] badali cztery rodzaje skoków pionowych, będących kombinacją ruchów zamachowych kończyn dolnych i wymachowych RR. Na podstawie uzyskanych wyników autorzy konkludowali jednak, „...błędne byłoby stwierdzenie, że ruchy wymachowe kończyn górnych i zamach ciała (kończyn dolnych – przypis autora) wpływają pozytywnie na wysokość skoku i oba powinny być zawsze stosowane w dyscyplinach sportu związanych ze skakaniem” [Harman i wsp., 1990; s. 832]. Zdaniem Klyszcz-Morciniac, „...w skoku wzwyż i w dal, gdzie zawodnik walczy o każdy centymetr, wyraźnie wymagane jest wykorzystanie wymachu RR i zamachu kończyn dolnych. Z drugiej zaś strony, skoki z zamachem trwają znacznie dłużej i powodują jedynie umiarkowany zysk. Zatem, istnieje wiele sytuacji w różnych dyscyplinach sportu, w których korzystniej jest skakać bez zamachu. Często w koszykówce, siatkówce czy innej grze sportowej, w której skoki odgrywają istotną rolę, warto poświęcić 2 cm wysokości skoku, aby szybciej wyskoczyć” [Klyszcz-Morciniac, 2015; s. 20].

W badaniach Feltnera i wsp. [1999], 25 graczy piłki siatkowej (14 mężczyzn, 11 kobiet) zostało nagranych kamerą wideo, podczas wykonywania CMJ z wymachem i bez wymachu kończyn górnych. Jednocześnie rejestrowano siły reakcji podłoża i dane o współrzędnych charakterystycznych punktów z wideo. Na tej podstawie obliczono powstałe podczas tych testów siły i momenty siły w stawie biodrowym, kolanowym, skokowym i ramiennym, które następnie, dla każdej z osób i w każdym z dwóch warunków, znormalizowano. Porównano uśrednioną kinematykę, wypadkowe siły i momenty siły w stawach, wykorzystując analizę

wariancji z powtarzanymi pomiarami (ang. *repeated-measures analysis of variance*). Większe wartości zarejestrowano dla pionowej prędkości OSM ciała w chwili *takeoff* skoków z wymachem RR (średnia $2,75 \pm 0,30$ m/s) w porównaniu ze skokami bez wymachu (średnia $2,44 \pm 0,23$ m/s). Skoki bez wymachu RR powodowały większe momenty sił w stawach biodrowych podczas pierwszej jednej trzeciej fazy napędzania (ang. *propulsive phase*), trwającej od chwili zero do momentu osiągnięcia maksymalnej prędkości pionowej OSM ciała. Podczas końcowych dwóch trzecich fazy napędzania, wymach RR zwiększał momenty prostujące w stawach biodrowych, zmniejszając szybkość (zwalniając) prostowanie tułowia i ustawiając mięśnie prostowniki stawów biodrowych w wolniejszych warunkach koncentrycznych, co sprzyjało generowaniu większych sił i wypadkowych momentów sił w tych stawach (krzywa Hilla; s. 19). Podczas pierwszych dwóch trzecich fazy napędzania, moment prostujący w stawach kolanowych wzrósł o 28% w skokach z wymachem RR, ale utrzymywał relatywnie stałą wielkość w skokach bez wymachu.

W późniejszych badaniach, dotyczących CMJ z wymachem i bez wymachu RR, Feltner i wsp. [2004] podjęli próbę określenia wkładu ruchu segmentów ciała w:

- pionową siłę reakcji podłoża (R_z),
- momenty obrotowe w stawach wytworzone przez mięśnie kończyn dolnych,
- generowanie pionowej prędkości ciała.

W tym celu nagrano kamerą wideo 15 mężczyzn, wyskakujących z platformy siły. Liniowe dane kinematyczne, R_z i momenty obrotowe w stawach obliczono, a następnie porównano, wykorzystując ponownie analizę wariancji z powtarzanymi pomiarami. Maksymalna wysokość skoku była istotnie większa w skokach z wymachem RR, w porównaniu do skoków bez wymachu, a spowodowana była zarówno wyższym położeniem OSM ciała w chwili utraty kontaktu stóp z podłożem (54%), jak i większą pionową prędkością ciała w tym momencie (46%). Pionowy popęd siły netto, wytworzony podczas fazy napędzania skoków z wymachem RR, był większy ze względu na tendencję wydłużonego czasu trwania (21 ms) fazy napędzania, a nie ze względu na większe średnie wartości R_z . W skokach z wymachem, ruch RR zwiększał ich udział we wzroście wartości R_z w środkowej części fazy napędzania, i zmniejszał ujemny udział głowy z tułowiem i ud w wielkości R_z w późniejszej części tej fazy. Wreszcie, wymachy RR zmniejszyły momenty obrotowe prostowników w stawach biodrowym (o 13%), kolanowym (o 10%) i skokowym (o 10%) we wczesnej fazie napędzania, ale zwiększyły momenty tych samych prostowników w późniejszej części tej fazy.

W badaniach Leesa i wsp. [2004] polecono 20 dorosłym mężczyznom przeprowadzenie serii maksymalnych CMJ z wymachem RR, i ponownie, gdy trzymali je z boku (2 razy po 3 skoki). Uczestnicy badań skakali wyżej (o 8,6 cm) w wariacie skoku z wymachem RR, ze względu na wyższą wysokość (o 28%) i prędkość (o 72%) OSC ciała w chwili utraty kontaktu stóp z podłożem. Zwiększona wysokość OSC ciała w UKS była wynikiem uniesienia segmentów kończyn górnych. Natomiast zwiększona prędkość w tej chwili była spowodowana szeregiem, przedstawionych już, złożonych przyczyn, które pozwoliły kończynom górnym na gromadzenie energii na początku skoku, a następnie jej przeniesienie na resztę ciała, w późniejszym jego przebiegu. Ta energia pochodziła, zdaniem autorów artykułu, ze stawów ramiennych i łokciowych, jak również z dodatkowej pracy wykonanej w stawach biodrowych, a została wykorzystana na:

- zwiększenie kinetycznej i potencjalnej energii kończyn górnych w chwili UKS,
- magazynowanie i uwalnianie energii z mięśni i ścięgien okalających stawy skokowe, kolanowe i biodrowe,
- „ciągnięcie” ciała przez zwróconą ku górze siłę, działającą na tułów, a pochodzącą z kończyn górnych.

Celem badań Walsh i wsp. [2007] było określenie różnic dymorficznych, dotyczących wpływu wymachu kończyn górnych na wielkość wyskoku, oraz zbadanie jaką rolę odgrywa w tym wymachu siła górnej części ciała. Materiał badawczy stanowiła grupa 25 koszykarzy/arek (13 mężczyzn i 12 kobiet) o wysokim poziomie sportowym. Badani wykonali kolejno:

- *squat jump* z rękami na biodrach (SJH),
- *squat jump* z wymachem RR (SJ),
- *counter movement jump* z rękami na biodrach (CMJH),
- *counter movement jump* z wymachem RR (CMJ).

Wymach kończyn górnych spowodował większy wzrost wielkości wyskoku u panów niż u pań. W porównaniu z SJH skoki SJ w wykonaniu mężczyzn były o 3 cm (7%) wyższe niż u kobiet. W przypadku skoków z zamachem, wymach RR w wykonaniu panów spowodował wzrost uniesienia ciała w locie o 4 cm (6%), w porównaniu z paniami. Ogólnie jednak, miary siły górnej części ciała badanych osób nie korelowały silnie ze skutkiem jaki powodował wymach RR. Jest to poniekąd zaskakujące, gdyż istnieją empiryczne dowody, uzyskane w badaniach CMJ z wymachem i bez wymachu RR, w których średnia wielkość uniesienia ciała w pierwszym rodzaju skoku była większa o ponad 10% [Luthanen i Komi, 1979; Shetty

i Etnyre, 1989; Harman i wsp., 1990], a pionowa prędkość OSM ciała w chwili UKS nawet o 13% [Feltner i wsp., 1999].

Hara i wsp. [2008] ustalili, jaki wpływ miał zwrot wymachu kończyn górnych na parametry mechaniczne i fizjologiczne, podczas skoków w przód i w tył. Siedmiu uczestników badań, odbijając się z platformy siły, wykonało „maksymalne” trzy rodzaje skoków: do przodu i w tył bez wymachu ramion, z wymachem RR w przód oraz z wymachem w tył. Ogólnie najlepsze wyniki uzyskiwano przez zastosowanie tego samego zwrotu wymachu RR, co zwrot skoku. Stwierdzono również, że jeśli obrót kończyn górnych odbywał się w tę samą stronę co skok, aktywność prostownika stawu biodrowego była większa. Prawdopodobnie dzieje się tak, aby przeciwdziałać dużym obciążeniom, które powodują, że staw biodrowy ulega zginaniu podczas fazy odpychania (ang. *push-off*), co wpływa na zwiększenie momentu prostującego, mocy i pracy w tym stawie.

Celem badań Akla [2013] było porównanie parametrów biomechanicznych między CMJ z wymachem i bez wymachu RR, a także zbadanie wpływu wymachu RR na zwiększenie efektywności tego skoku. Uczestniczyło w nich pięciu dorosłych siatkarzy o wysokim poziomie sportowym. Badania przeprowadzono na tradycyjnej, tensometrycznej platformie siły, z wykorzystaniem szybkiego systemu przechwytywania ruchu (ang. *high-speed motion capture system*), do uzyskiwania parametrów kinematycznych. Dzięki temu obliczono kilkanaście klasycznych parametrów kinetycznych i kinematycznych obu odmian skoku, które następnie poddano analizie porównawczej, określając również najważniejsze korelacje między tymi zmiennymi. Wyniki pokazały, że efektywność wykonania CMJ z wymachem RR była lepsza, potwierdzając tym samym rezultaty większości wcześniej przeprowadzonych badań. Prędkość wylotu, energia kinetyczna i potencjalna w chwili *takeoff* oraz kąt w stawie kolanowym w najniższym dolnym położeniu ciała były silnie skorelowane m.in. z wysokością położenia ciała w momencie utraty kontaktu z podłożem, maksymalną siłą i popędem siły odbicia. W wyniku nabycia dodatkowego popędu siły w skutek wymachu RR, zdaniem Akla [2013], parametr maksymalnej wysokości (ang. *maximum height*) CMJ zwiększył się o 27,08%.

W badaniach Vaverki i wsp. [2016], również celem było ustalenie, jak siatkarze elity wykorzystali wymach kończyn górnych do poprawy efektywności wykonania skoku. Osiemnastu zawodników wykonało po trzy próby CMJ z wymachem i bez wymachu RR. Kinetyczne i kinematyczne dane zebrano przy użyciu dwóch platform sił (Kistler) i systemu ruchu C-motion. Wymach RR poprawił efektywność CMJ, zwiększając wielkość wyskoku o 38% w stosunku do skoku bez wymachu. Znacznie skrócił się przy tym czas fazy hamowania

ruchu w dół, co wydłużyło fazę przyspieszania, jednak nie wpłynęło to na fazę przygotowawczą ruchu ciała w dół, ani na całkowity czas skoku. Wymach RR znacznie zwiększył również średnią siłę oraz popęd siły w fazie odbicia. Okazało się ponadto, że u siatkarzy elity wymach RR w górę zaczynał się w chwili stanowiącej około 76% całkowitego czasu trwania skoku, tj. krótko po rozpoczęciu przyspieszania ruchu w górę. Nie wpłynął natomiast na pozycję (ułożenie) ciała na początku tej fazy. Zdaniem autorów artykułu, informacja o chwili rozpoczęcia wymachu RR w górę, może być użyta jako kluczowa instrukcja dla zapewnienia prawidłowego wdrażania ruchów kończyn górnych podczas CMJ, o czym przekonuje Hochmuth [1981] w biomechanicznej zasadzie *czasowej koordynacji popędów sił*.

1.1.4.6. Różnice między rodzajami skoku pionowego (CMJ, SJ a DJ)

Jak już wspomniano, skok pionowy z zamachem kończyn dolnych (CMJ) to ruch obejmujący cykl pracy rozciągania - skracania mięśni (CR-S), pozwalający na przechowanie a następnie przekierowanie energii, w którym po działaniu ekscentrycznym szybko następuje skurcz koncentryczny. Ze względu na CR-S, podczas koncentrycznej fazy skoku można rozwinąć większą siłę i uzyskać większą moc, niż gdyby nie przeprowadzono żadnego działania ekscentrycznego. Można to łatwo zauważyć, gdy porównuje się SJ i CMJ [Cavagna i wsp., 1968; Cavagna, 1985]. Uważa się, że ten wzrost efektywności (wydajności) występuje z kilku powodów, w tym: ze zwiększonego czasu aktywności mięśni, prowadzącego do większej pracy wytwarzanej przez te mięśnie [Bobbert i wsp., 1987], ze zwiększonej aktywności mięśni z powodu efektu wzmocnienia (ang. *potentiation effect*) [Bobbert i wsp., 1996] oraz z przechowywania energii negatywnej przez serię elementów sprężystych, która jest następnie przenoszona w stronę pozytywnej [Bobbert i wsp., 1996]. Sugeruje się jednak również, że zwiększona aktywność przedruchowa (ang. *premovement*) mięśni może pozwolić im zachować bardziej optymalną relację siła - długość mięśnia i orientację włókien mięśniowych [Fukunaga i wsp., 1997; Manal i wsp., 2006].

Porównywanie DJ z CMJ jest często wykorzystywane do sprawdzenia, jak ciało reaguje, gdy do skoku zostanie wprowadzone zwiększone wstępne rozciągnięcie (obciążenie) (ang. *prestretched load*). Jednak odpowiedzi (reakcje) na DJ różnią się między poszczególnymi osobami. Wcześniejsze badania wykazały, że wielkość wyskoku i mocy maksymalnej w działaniu koncentrycznym mięśni generalnie wzrastała, gdy wysokość, z której spadał osobnik, była między 30 i 45 cm [Bobbert i wsp., 1987; Walsh i wsp., 2004; Ruan i Li, 2008]. Jednak, gdy wysokość ta rosła powyżej tych wartości, wzrastał jedynie pik siły, bez zmiany wielkości wyskoku i mocy maksymalnej [Walsh i wsp., 2004; McBride i wsp., 2008]. Ruan

i Li [2008] stosując wysokość podwyższenia 15, 30, 45 i 60 cm, zauważyli, że każdy badany miał własną optymalną, powyżej której nie był w stanie rozwinąć więcej mocy, faktycznie zmniejszyła się. Zasugerowali więc, że pułap ten jest punktem granicznym dla kompleksów (struktur) mięśniowo-ścięgowych i właściwości kończyn dolnych. Jakże są te struktury i które aspekty skoków na nie wpływają, nie zostało jeszcze ustalone.

W badaniach Bobberta i wsp. [1986], dla 13 osób porównano i przeanalizowano skuteczność skoku w głąb z wysokości 40 cm i skoku z zamachem kończyn dolnych (CMJ). Badani zostali poinstruowani, aby trzymać ręce na biodrach i skakać tak wysoko, jak to tylko możliwe. Nie podano przy tym żadnych innych instrukcji. Na podstawie danych z platformy siły i filmu obliczono różne parametry biomechaniczne, w tym: siłę, moment siły, moc wyjściową oraz wielkość wykonanej pracy dla stawu biodrowego, kolanowego i skokowego. Ponadto rejestrowano elektromiogramy z pięciu mięśni kończyny dolnej. Uzyskane wyniki dla DJ zależały od sposobu skakania. W podgrupie badanych ($N = 6$) wykonujących ruch o dużej amplitudzie, znacznie zginających stawy biodrowe i kolanowe przed odepchnięciem (ang. *push-off phase*) faza odbicia DJ bardzo przypominała tę w CMJ. Natomiast w podgrupie osób ($N = 7$) wykonujących ruch o małej amplitudzie średnia aktywność EMG mięśnia brzuchatego łydki (łac. *gastrocnemius*) była wyższa, czas trwania fazy odpychania był krótszy a wartości momentów siły i średnia moc wyjściowa w stawie kolanowym i skokowym były większe w DJ niż w CMJ. Odkrycia te przypisywane są wpływowi szybkiego, wstępnego rozciągania prostowników stawu kolanowego i zginaczy podszwowych po przyziemieniu (ang. *touch-down*) w DJ. W obu podgrupach skoku w głąb większe piki wypadkowych sił reakcji dostrzeżono w stawie kolanowym i skokowym w porównaniu z CMJ, wyliczone wartości pików sił dla ścięgna Achillesa również były większe.

We wspomnianym już badaniu Younga i wsp. [1995] porównano CMJ i skoki w głąb, wykonane zgodnie z 3 różnymi celami: maksymalną wielkością wyskoku (DJ-H), minimalnym czasem kontaktu (DJ-t) i maksymalnym stosunkiem wielkości wyskoku/czasu kontaktu (DJ-H/t). Badani ($N = 17$ mężczyzn) wykonali wszystkie w/w skoki na macie kontaktowej, z wykorzystaniem systemu komputerowego, który rejestrował czasy kontaktu stóp z podłożem i lotu. Skok w głąb DJ-H wytworzył statystycznie istotnie większą wartość stosunku wielkości wyskoku / czasu kontaktu, na wszystkich wysokościach zeskoku, niż skok DJ-H/t. Natomiast skok DJ-H/t, w porównaniu z DJ-t, spowodował istotnie większą wielkość wyskoku, dłuższy czas kontaktu, jak i większą wartość wskaźnika wielkości wyskoku / czasu kontaktu, dla każdej wysokości zeskoku (30, 45 i 60 cm). Ale nie tylko te stwierdzenia, jak i to, że „... jeżeli jedynym

celem była wielkość wyskoku, charakterystyka DJ była podobna do CMJ” [Young i wsp., 1995; s. 236], jest powodem, dla którego wspomniano o tym artykule. Bodaj pierwszy raz określono, w odniesieniu do skoku w głąb, stosunek wielkości wyskoku do czasu kontaktu z stóp podłożem (wskaźnik siły reaktywnej; ang. RSI). Jak wspomniano w podrozdziale 1.1.4.3. na s. 47, wskaźnik RSI, odnoszący się do techniki skoku w głąb, może być wykorzystywany np. do monitorowania treningu plyometrycznego, jako, że zwykle ta forma skoku pionowego wykonywana jest m.in. przez koszykarzy czy siatkarzy.

Kums i wsp. [2005] przeprowadzili badania dwóch grup: niespełna trzynastoletnich przedstawicielek gimnastyki artystycznej oraz ich nietreningujących rówieśniczek. Dziewczynki wykonały maksymalny skok pionowy bez zamachu (z półprzysiadu – SJ), z zamachem (CMJ) oraz skok w głąb (DJ) z wysokości 40 cm. Uzyskane wielkości wyskoku były, jak należało oczekiwać, większe w grupie gimnastyczek, oraz, co również nie jest zaskoczeniem, większe w DJ w porównaniu z CMJ i SJ. Dalej, porównując obie grupy badanych, nie stwierdzono istotnej statystycznie różnicy w stosunku wielkości wyskoku uzyskanej w CMJ do osiągniętej w SJ. Iloraz ten okazał się istotnie różny jedynie w odniesieniu DJ do SJ.

W pracy Earpa i wsp. [2010], celem było zbadanie zależności między strukturą (architekturą) dwóch mięśni kończyn dolnych a efektywnością skoku pionowego. Dwudziestu pięciu mężczyzn, regularnie korzystających z treningu oporowego, uczestniczyło w testach anatomicznych i skocznościowych. Badano grubość i długość pęczka oraz kąt pierzastości w odniesieniu do mięśni obszernych bocznych (łac. *vastus lateralis*) i brzuchatych łydki głowa boczna (łac. *gastrocnemius caput laterale*). Mierzono: wielkość wyskoku oraz względną i bezwzględną moc dla SJ, CMJ i DJ. Aby przewidzieć efektywność każdego skoku, użyto regresji prostych i wielokrotnych dla wyżej wymienionych parametrów architektonicznych mięśni. Pomiary parametrów mięśnia *vastus lateralis* nie były znacząco skorelowane z żadnym ze skoków. Kąt pierzastości mięśnia *gastrocnemius caput laterale* był istotnym, ale słabym predykatorem wielkości wyskoku dla wszystkich trzech rodzajów skoku. Grubość mięśnia *gastrocnemius* była najsilniejszym wskaźnikiem predykcyjnym mocy bezwzględnej we wszystkich rodzajach skoku i pomiędzy rodzajami skoku. Kąt pierzastości tego mięśnia był również najlepszym wskaźnikiem przewidywalności mocy względnej dla wszystkich trzech rodzajów skoku oraz pomiędzy rodzajami skoku. W posumowaniu autorzy artykułu wymieniają 3 główne ustalenia wynikające z przeprowadzonych badań:

- można istotnie przewidzieć efektywność skoku na podstawie architektury mięśni kończyn dolnych skoczka,
- wraz ze wzrostem wstępnego obciążenia, w oparciu o specyficzną architekturę mięśnia *gastrocnemius caput laterale* można przewidzieć indywidualną reakcję na zwiększone obciążenie,
- architektura mięśni najbardziej korzystna dla skoków niekoniecznie jest taka sama dla sprintu, co sugeruje, że specyfika treningu powinna być celem trenerów siły i kondycji podczas planowania ćwiczeń zawodników.

Te odkrycia dotyczące trenujących oporowo mężczyzn wskazują, że tam, gdzie skoki mają zasadnicze znaczenie dla sukcesu sportowego, można czerpać korzyści z rozwoju architektury mięśnia *gastrocnemius caput laterale* wraz z rozwiązywaniem problemów związanych z siłą ekscentryczną.

Zaggelidis i Lazaridis [2013] zbadali różnice aktywności EMG mięśni obszernych bocznych (łac. *vastus lateralis*) i dwugłowych uda (łac. *biceps femoris*) oraz wartości parametrów kinetycznych kończyn dolnych w 3 maksymalnych skokach pionowych (CMJ, SJ i DJ), aby ocenić odpowiedź nerwowo-mięśniową kończyn dolnych, powstałą w wyniku treningu judoków o różnym poziomie wyszkolenia. Elitarni judocy w porównaniu z początkującymi, prezentowali: wyższą aktywność EMG agonisty, ale niższą antagonisty we wszystkich trzech skokach pionowych, wyższe i szybsze generowanie względnej pionowej siły reakcji podłoża podczas faz podporu (ang. *support phases*) i ogólnie, lepsze wykorzystanie mechanizmu cyklu rozciąganie - skracanie mięśni. Zdaniem Zaggelidisa i Lazaridisa, uczestnictwo i lata adaptacji do treningu siły balistycznej i wybuchowej, a szczególnie nabyte umiejętności judo, mogą być głównym czynnikiem wywołującym specyficzne zmiany nerwowo-mięśniowe, jak sugerowały wcześniejsze badania przedstawicieli sztuk walki [Sorensen i wsp., 1996; Zehr i wsp., 1997; Sforza i wsp., 2002].

Informacje o skoku pionowym zawarte w podrozdziale 1.1, obejmują, przede wszystkim, jeden z czynników wpływających na jego wynik, tj. technikę ruchu. Zawarte w definicji techniki (s. 12) określenie „strukturalny i funkcjonalny potencjał osoby wykonującej ruch” to kolejny czynnik warunkujący uzyskanie maksymalnego rezultatu. Ten potencjał kryje w sobie, jak już wspomniano, budowę biernego i czynnego układu ruchu oraz czynnościowe i informacyjne właściwości mięśni, co Raczek [2010] nazywa zdolnościami motorycznymi.

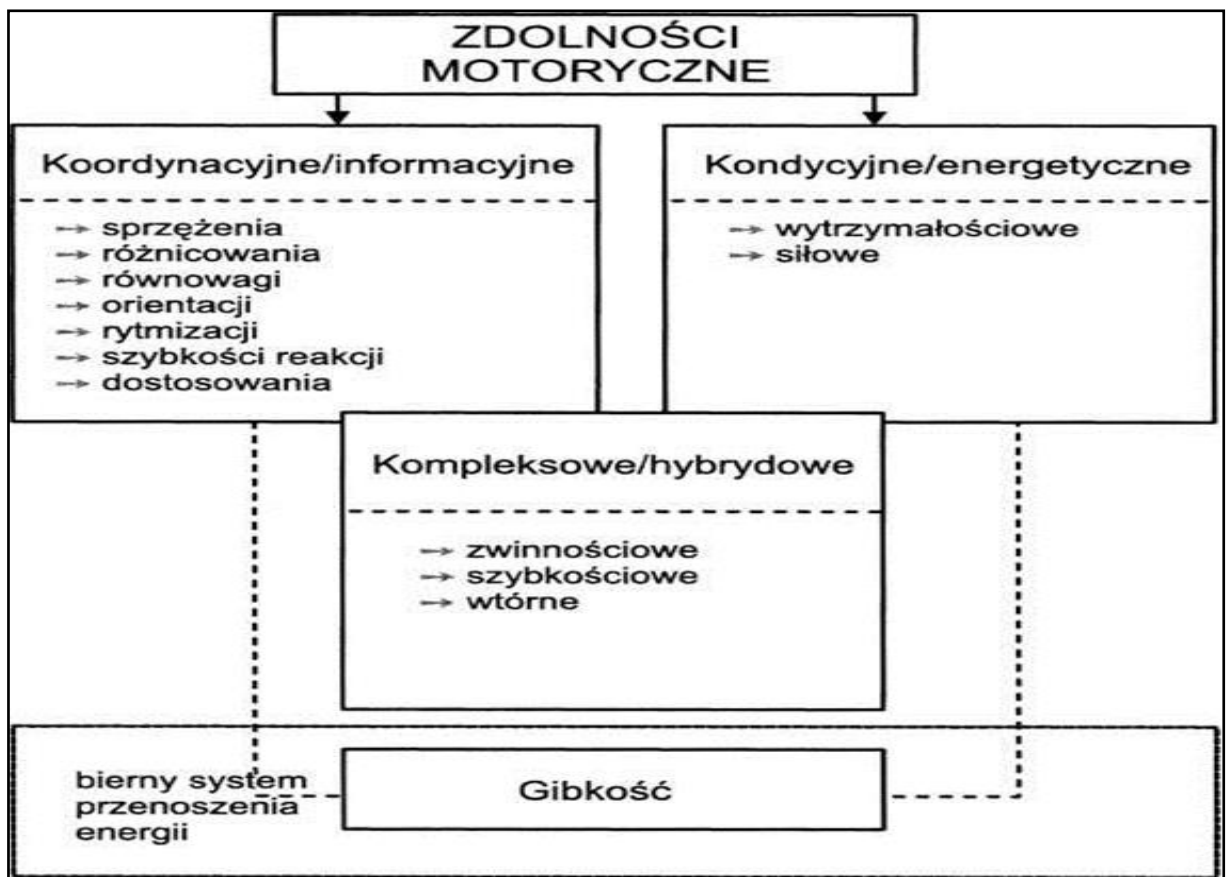
1.2. SIŁOWO-SZYBKOŚCIOWE ZDOLNOŚCI MOTORYCZNE JAKO CZYNNIK WARUNKUJĄCY REZULTAT W SKOKU PIONOWYM

Wynik sportowy jest miarą sprawności zawodnika lub zespołu w zakresie działalności ruchowej (motorycznej), realizowanej według zasad obowiązujących w danej dyscyplinie sportu. W przypadku skoku pionowego, często wykonywanego przez wielu ćwiczących, jest nim wielkość wysokości. Wysoki wyskok uwarunkowany jest, oprócz dobrej techniki ruchu, także przygotowaniem motorycznym, zależym od poziomu zdolności kondycyjnych i koordynacyjnych, a dokładniej siłowo-szybkościowych.

Pojęcie „motoryczność” różni autorzy prac naukowych rozumieją w podobny sposób. Raczek definiuje motoryczność, jako „...całokształt przejawów i uwarunkowań oraz zachowań i potrzeb ruchowych człowieka. Inaczej mówiąc, motoryczność określa całość struktur, procesów, stanów organizmu i psychiki oraz realnych efektów związanych z jego aktywnością ruchową” [Raczek, 2010; s. 10]. Zaś same zdolności motoryczne, Szopa traktuje jako „...zespół predyspozycji, które mają podłoże biologiczne jak i ruchowe, ukształtowane poprzez czynniki środowiskowe oraz genetyczne, pozostające we wzajemnych interakcjach” [Szopa i wsp., 1996; s. 33]. Mimo pewnych różnic w definicji zdolności motorycznych różnych autorów, ostatecznie wszyscy naukowcy są zgodni i wymieniają co najmniej dwie ich grupy: kondycyjne i koordynacyjne. Warto jednak zaznaczyć, że z upływem czasu potrzebna była modyfikacja koncepcji, równocześnie powstał otwarty problem badawczy. Jedną z wielu aktualnych systematyk zdolności motorycznych przedstawia rycina 1.12. Jej twórca, Raczek [2010] uważa, że zdolności kondycyjne zdeterminowane są procesami energetyczno-metabolicznymi i motywacyjnymi, z kolei zdolności koordynacyjne zależą od procesów sterująco – regulacyjnych. Wyróżnia przy tym jeszcze zdolności kompleksowe, ujmujące obydwa ich rodzaje.

1.2.1. Zdolności koordynacyjne

U podstaw zdolności koordynacyjnych leży funkcjonowanie układu nerwowego wraz z narządami zmysłów. Sama „...koordynacja ruchowa polega na współdziałaniu mechanizmów fizjologicznych, zapewniających wykonanie ruchu zgodnie z założeniem” [Januszewski i Żarek, 1995; s. 72].



Ryc. 1.12. Systematyka zdolności motorycznych (za: Raczek [2010]).

Wpływa to na szybkość i dokładność oraz trwałość przyswajania danego działania ruchowego, równocześnie oddziałuje na jego efekt końcowy, np. wynik sportowy. Sadowski [2005], przyjmując uproszczoną wersję tego stwierdzenia, uważa, że na koordynację ruchową składa się zwinność (precyzyjne i szybkie władanie swoim ciałem), zręczność (ruchy rąk), czucie czasu i przestrzeni, poczucie równowagi oraz pamięć ruchowa. Natomiast Sozański [1993] przywołuje propozycję Raczka (ryc. 1.12), uważając, że proces przygotowania sprawnościowego obejmuje kształtowanie siedmiu zdolności koordynacyjnych:

- sprzężenia ruchów – powiązania dynamicznych ruchów części ciała oraz organizacji przestrzenno-czasowej,
- orientacji przestrzennej – ruchy ciała w przestrzeni (identyfikacja położenia oraz zmian pozycji),
- równowagi – utrzymanie pozycji,
- różnicowania ruchów – wysoka dokładność i ekonomia ruchów w czasie aktu ruchowego (ruchy częściowe oraz poszczególne fazy w całości),

- właściwego i szybkiego reagowania – wykonanie celowych ruchów o określonej szybkości na określony sygnał,
- dostosowania i przestawiania ruchów – precyzowanie, korygowanie, świadome zmienianie ruchów stosownie do panujących warunków i sytuacji,
- rytmizacji ruchów – dostosowanie rytmów ruchu zewnętrznego lub wewnętrznego.

Według Raczka, ze względu na różnorodność form ruchowych, koordynację dzielimy na ogólną i specjalną. „Koordynacja ogólna umożliwia racjonalne wykonanie różnych działań motorycznych, niezależnie od specjalizacji sportowej, umożliwia wszechstronny rozwój. Koordynacja specjalna jest zdolnością, która predysponuje wykonanie różnych złożonych ruchów w wybranej dyscyplinie szybko, płynnie, precyzyjnie” [Raczek, 1991a; s. 2].

Koordynacja ruchowa, w tym poszczególne zdolności koordynacyjne, mogą być kształtowane następującymi metodami:

- powtórzeniową – przydatna w nauczaniu nowych wzorców ruchowych,
- zmienną – zwiększenie zakresu doświadczeń ruchowych przez zmiany w wykonywaniu ćwiczeń (dotyczą sposobów bądź warunków wykonania),
- innymi – spełniającymi rolę pomocniczą (np. metodą zabawową) [Raczek, 1991a].

W procesie kształtowania zdolności koordynacyjnych i samej koordynacji ruchowej niezbędne są następujące reguły:

- wprowadzanie nowych ćwiczeń,
- różnorodne warunki ćwiczeń, w tym zmiana ich środowiska,
- ćwiczenia z odwróceniem ruchu,
- tworzenie „łańcuchów ruchowych”,
- wykonanie zadań z nową techniką ruchu,
- do ćwiczeń już dobrze znanych wprowadzanie różnych zmian,
- zmienianie przestrzennych warunków wykonywania ćwiczeń [Raczek, 1991a].

Zdaniem Sozańskiego „...zauważalne są powiązania strukturalne w trzech kompleksach wpływających na motoryczność: wspomnianych zdolności motorycznych (w tym koordynacyjnych – przypis autora), sterowania i regulacji oraz zdolności uczenia się ruchu. Można więc dojść do przekonania, że wszystkie te właściwości oparte w pewnym stopniu na sposobie funkcjonowania układu nerwowego i narządów zmysłu, są narzędziami odbioru sygnałów i ich przetwarzania. Samym „wykonawcą” jest jednak układ ruchu. Zatem ostatecznie koordynacja ruchowa, a raczej jej prawidłowe funkcjonowanie, zależne jest od obu tych

układów” [Sozańskiego 1993; s. 140-141]. Koordynacja ruchowa w bardzo dużej części determinuje zatem poziom przygotowania technicznego ćwiczących.

1.2.2. Zdolności kondycyjne

Zgodnie z propozycją Raczka (ryc. 1.12), wśród kondycyjnych zdolności motorycznych wyróżniamy zarówno wytrzymałościowe jak i siłowe.

„**Zdolności siłowe** określają możliwości organizmu w zakresie pokonywania oporu zewnętrznego lub własnego ciała w warunkach statyki lub w ruchach o małej prędkości a znacznej intensywności” [Szopa i wsp., 1996; s. 78]. Można zatem przyjąć, że pod wpływem zmiany napięcia mięśni, możliwe jest pokonanie oporu zewnętrznego, wynikającego z bezwładności, tarcia, grawitacji lub też sprężystości materiałów. Możliwe jest również przeciwdziałanie samym siłom mięśniowym. Siła mięśni osobnika wykazuje przy tym spory wskaźnik możliwości wytrenowania przy równoczesnej słabej kontroli genetycznej [Szopa i wsp., 1996]. Obecnie stawia się przed ćwiczącymi bardzo wysokie i zróżnicowane wymagania w zakresie poziomu siły mięśniowej. Przemieszczając ciało, napinając mięśnie, w czasie ruchów wykonywanych ze zmienną prędkością rozwija się siłę o różnej wielkości. Ta siła jest wynikiem zwiększania naprężenia mięśni zapoczątkowanego pobudzeniem w układzie nerwowym.

W podejściu czysto mechanicznym, II zasada Newtona ($F = m \times a$) wskazuje, że siła jest proporcjonalna do masy i przyspieszenia. W motoryczności człowieka wydaje się to jednak dużym uproszczeniem, ponieważ tego typu zależność można wykazać jedynie w warunkach laboratoryjnych. Owszem, siła znajduje w wielu wypadkach odniesienie w mechanice, i to jest właściwe, równocześnie jednak należy pamiętać o jej biologicznych aspektach.

Rozpatrując specyfikę i możliwości przejawiania siły, do jej oceny w teorii sportu używa się następujących pojęć:

- siła absolutna – maksymalna siła, jaką zawodnik jest w stanie rozwinąć bez względu na jego masę. W praktyce określana jest przez podniesienie maksymalnego ciężaru przez pojedyncze mięśnie, grupy lub zespoły mięśni. W niektórych dyscyplinach sportowych ma ona duże znaczenie (np. pchnięcie kulą),
- siła względna – maksymalna siła, jaką zawodnik jest w stanie rozwinąć w stosunku do masy swojego ciała (przydatna np. w gimnastyce sportowej),

- gradient siły – charakteryzuje wartość prędkości narastania siły, określaną jest najczęściej czasem potrzebnym do uzyskania 50% siły maksymalnej dla danej osoby w określonym ruchu,
- siła eksplozywna – poziom siły dynamicznej uzyskanej na drodze maksymalnego przyspieszenia,
- siła izometryczna – poziom siły uzyskany podczas pracy statycznej, tzn. podczas skurczów izometrycznych,
- siła koncentryczna – uzyskana podczas pracy typu auksotonicznego, kiedy ruch ma charakter dynamiczny – pokonujący (moment sił zewnętrznych jest mniejszy od momentu siły rozwiniętego przez zaangażowane w pracy mięśnie),
- siła ekscentryczna – uzyskana w trakcie pracy typu auksotonicznego, kiedy ruch ma charakter dynamiczny – ustępujący (moment sił zewnętrznych jest większy od momentu siły rozwiniętego przez zaangażowane w pracy mięśnie),
- siła izokinetyczna – rozwijana w warunkach automatycznego dostosowania się siły oporu do poziomu wysiłku, występuje cały czas stała wielkość oporu w trakcie realizacji aktu ruchowego [Sozański, 1993].

Tak różnorodne nazewnictwo, choć w niektórych przypadkach uzasadnione, utrudnienia komunikowanie się, czasami różne bywa też definiowanie tych pojęć [Król, 2016].

Metody kształtowania siły są dosyć zróżnicowane w zależności od dyscypliny sportowej, można jednak wyselekcjonować cztery, które występują najczęściej:

- metoda maksymalnych obciążeń, charakteryzująca się stosowaniem maksymalnych i submaksymalnych oporów zewnętrznych. Liczba wykonywanych ćwiczeń i liczba powtórzeń jest mała. Dzięki tej metodzie wzrasta siła absolutna, w głównej mierze dzięki lepszej synchronizacji pobudzeń jednostek nerwowo-mięśniowych,
- body-building-system – ćwiczenia z oporem stanowiącym 50 - 60% maksymalnego, z głównym akcentem na wszechstronny rozwój najważniejszych grup mięśniowych,
- metoda obwodowa – głównym celem jest rozwój sprawności krążeniowo – oddechowej oraz wytrzymałości siłowej. W takich treningach kształtujemy zarówno procesy aerobowe jak i anaerobowe organizmu. Ćwiczenia wykonywane są z dużą szybkością a opory zewnętrzne małe,
- metoda izometryczna – polega na napinaniu mięśni bez wykonywania ruchów. W tym wypadku następuje szybki przyrost siły i energii przy równoczesnym racjonalnym wykorzystaniu czasu [Januszewski i Żarek, 1995].

Drugą zdolnością kondycyjną jest **wytrzymałość**. Raczek określa zdolności wytrzymałościowe jako „...możliwości wykonywania długotrwałego wysiłku fizycznego o odpowiedniej intensywności z zachowaniem wysokiego poziomu efektywności i odporności na zmęczenie” [Raczek, 2010; s. 32]. Z kolei Sozański definiuje wytrzymałość bardziej precyzyjnie, jako „...zdolność do kontynuowania długotrwałej pracy o wymaganej intensywności (z reguły rzędu od 60 do 80 – 90% maksymalnych możliwości), bez obniżenia efektywności działań, przy zachowaniu podwyższonej odporności na zmęczenie” [Sozański, 1993; s. 81]. Podobnie rozumieją tę zdolność inni uczeni. Z metodycznego punktu widzenia, Sozański wyróżnia 3 rodzaje wytrzymałości:

- ogólną – czyli zdolność do wykonywania przez dłuższy czas dowolnej, niejednokrotnie niespecyficznej pracy fizycznej, która angażuje liczne grupy mięśniowe. Rozwijana jest w początkowym etapie szkolenia, w pracy z młodszymi adeptami podejmującymi działalność sportową,
- ukierunkowaną – przebiega wraz z stopniową adaptacją ustroju do wysiłków specjalistycznych. Wyodrębnić tu można m.in. wytrzymałość skocznościową, rzutową oraz biegową,
- specjalną – zdolność do wykonywania w pełni specyficznego wysiłku w obrębie danej dyscypliny czy konkurencji.

Metody kształtowania wytrzymałości polegają na doprowadzeniu organizmu do optymalnego poziomu zmęczenia, czyli wywołania zjawiska superkompensacji (odbudowy z nadmiarem), co przyczynia się do rozwoju tej zdolności. Podział metod w kształtowaniu wytrzymałości związany jest z charakterem dozowanych obciążeń. Jeżeli w trakcie ćwiczenia nie stosujemy przerw wypoczynkowych, mówimy wtedy o metodach ciągłych. Jeżeli natomiast przerwy takie występują, mamy do czynienia z metodami przerywanymi [Sozański, 1992].

Metody ciągłe charakteryzują się brakiem przerw wypoczynkowych oraz dużym zakresem pracy, realizowanej głównie w warunkach równowagi tlenowej. Nie oznacza to jednak wysiłku wyłącznie z umiarkowaną intensywnością [Slemaker i Browning, 1996]. Jak wynika z badań [Burgomaster i wsp., 2006; Laursen i Jenkins, 2002] zastosowanie serii ćwiczeń o wysokiej intensywności poprawia wytrzymałość na obciążenia o niskiej intensywności, zwiększając zakres możliwości treningowych dostępnych trenerowi. Natomiast metody rozwijania wytrzymałości na wysiłki o niskich intensywnościach powodują spadek wytrzymałości na wysiłki o wysokich intensywnościach, co prowadzi do pogorszenia wyników sportowca [Bompa i Haff, 2010]. Na strukturę metod ciągłych obok intensywności ma wpływ

jeszcze druga zmienna – objętość. Obie zmienne modeluje się w zależności od postawionego celu treningowego. Wśród metod ciągłych wyróżniamy następujące odmiany:

- o stałej intensywności – charakteryzuje się stałą pracą o równomiernej intensywności. Jej maksymalna intensywność uzależniona jest od poziomu progu beztlenowego zawodnika. Zalecana jest do kształtowania, przede wszystkim, sprawności układów sercowo – naczyniowego i oddechowego. Umożliwia także rozwijanie zdolności samokontroli w czasie wyczerpującego wysiłku.
- o zmiennej intensywności – charakteryzuje się ciągłym wysiłkiem, w czasie którego intensywność ulega określonym zmianom i posiada dwa warianty:
 - planowanej zmiennej intensywności – czas trwania, intensywność oraz liczba przyspieszeń uzależnione są od planowanych celów treningu,
 - nieplanowanej zmiennej intensywności – w czasie dłuższego wysiłku intensywność ulega zmianie, np. z powodu ukształtowania terenu czy samopoczucia zawodnika.

Metody ciągle zwiększają przede wszystkim zdolności tlenowe. Stanowią zatem podstawę kształtowania wytrzymałości ogólnej (wszechstronnej) i ukierunkowanej [Raczek, 1991b; Sozański, 1993].

Metody przerywane polegają na planowanych, powtarzanych zmianach obciążeń i wypoczynku. Należą do nich metoda powtórzeniowa i interwałowa.

W **metodzie powtórzeniowej** operuje się trzema elementami: ilością powtórzeń ćwiczenia, czasem pracy, długotrwałością i charakterem przerw wypoczynkowych. W metodzie tej, po każdym ćwiczeniu następuje przerwa prowadząca do całkowitego wypoczynku przed rozpoczęciem kolejnego ćwiczenia. Wysiłek tego rodzaju zmusza organizm do wielokrotnego przestawiania się ze stanu spoczynku do pełnej aktywności i zaangażowania. Liczba powtórzeń jest tu z reguły niewielka. Intensywność wysiłku powoduje duże zadłużenie tlenowe i determinuje charakter przerw. Intensywność w tej metodzie może mieć charakter submaksymalny (prędkość ćwiczenia 80 – 95% aktualnych możliwości), wówczas wpływa na kompleksowe kształtowanie szybkości. Zmniejszenie intensywności umożliwia wykonanie pracy o większej objętości, przez wydłużenie czasu wysiłku, zwiększenie liczby powtórzeń oraz skrócenie przerw wypoczynkowych. Charakter pracy wpływa na kształtowanie wytrzymałości szybkościowej i specjalnej, ale oprócz tego sprzyja kształtowaniu siły maksymalnej, mocy i szybkości [Raczek, 1991b].

Metoda interwałowa charakteryzuje się zaplanowanym następstwaniem faz obciążeń i niepełnego wypoczynku, który występuje podczas przerwy. Czas trwania i intensywność

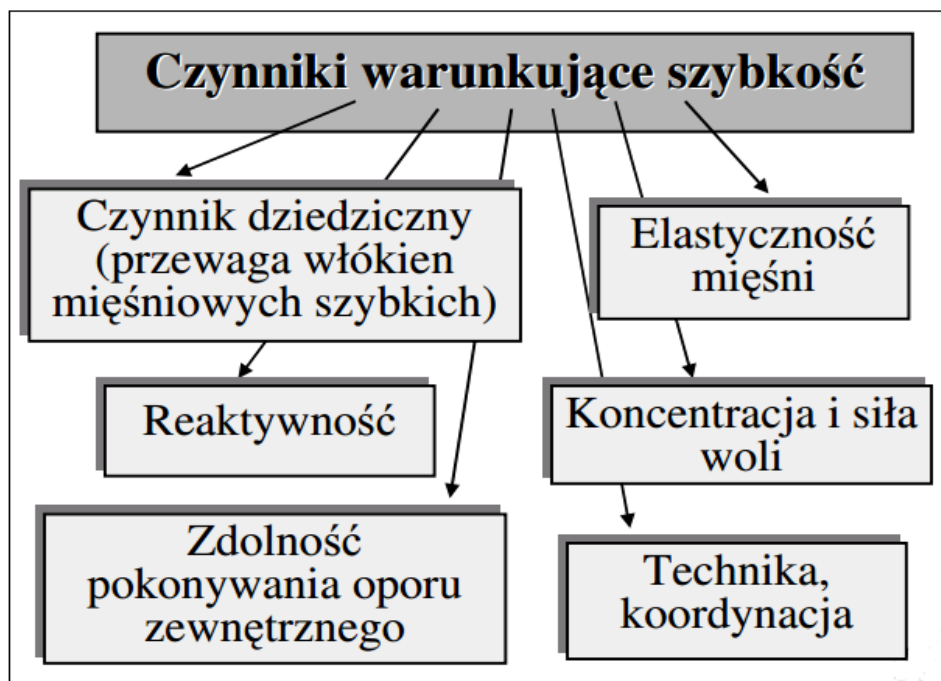
kolejnych odcinków wysiłku, jak i długość przerw są ściśle zaplanowane według określonej zasady – każdy kolejny odcinek pracy wykonywany jest na bazie nieusuniętego jeszcze zmęczenia po poprzednim wysiłku. Przerwa nie może zatem doprowadzić do pełnego wypoczynku. W metodzie interwałowej wyróżniamy dwie podstawowe odmiany, różniące się przede wszystkim intensywnością pracy, a w konsekwencji również czasem przerw oraz ilością powtórzeń:

- interwał ekstensywny – to obciążenia o umiarkowanej i średniej mocy, krótkich przerwach wypoczynkowych i dużej ilości powtórzeń; odmianę tę stosuje się głównie do kształtowania wytrzymałości tlenowej,
- interwał intensywny – oparty jest na wysiłkach o wysokiej intensywności, odpowiednio dłuższym czasie przerw oraz mniejszej liczbie powtórzeń. W ten sposób kształtuje się wytrzymałość beztlenową, charakterystyczną dla wytrzymałości szybkościowej i tempowej.

Zdaniem Billata [2001] w metodzie interwałowej, charakterystyczne jest powtarzanie krótkich i długich serii ćwiczeń, zwykle wykonywanych na poziomie progu mleczanowego lub nieco powyżej, bądź na poziomie maksymalnego stanu równowagi mleczanowej, rozdzielanych okresami o niskiej intensywności lub całkowitym wypoczynku.

Kolejną zdolnością kondycyjną, zdaniem Raczka [2010] hybrydową, jest szybkość. Sozański określa *szybkość* jako „...zdolność do wykonywania pracy w najkrótszych dla danych warunków odcinkach czasu. Wyróżnia przy tym 3 jej składowe: czas reakcji, czas ruchu prostego oraz częstotliwość ruchów cyklicznych” [Sozański, 1993; s. 93]. Czynniki, które zdaniem Raczka, determinują szybkość, przedstawiono na rycinie 1.13. Szopa, biorąc pod uwagę aspekt fizjologiczny, określił szybkość jako podstawowy element zdolności motorycznych, w których występują reakcje beztlenowe, niekwasomlekowe i kwasomlekowe, a źródła pozyskiwania energii uwarunkowane są długością trwania wysiłku oraz szybkością skurczu mięśni [Szopa i wsp., 1996]. Kształtując tę zdolność należy skupić się na szybkości lokomocyjnej (np. biegowej, pływackiej), czyli przemieszczaniu ciała w przestrzeni, jak i szybkości ruchowej górnych i dolnych kończyn oraz tułowia. Rozwojowi szybkości sprzyja wykonywanie ćwiczeń z maksymalną i submaksymalną intensywnością. Zdaniem Sozańskiego „...ćwiczenia te powinny trwać od 6 do 20 sekund, a czas przerwy powinien pozwolić na ponowne podejście do ćwiczenia w stu procentach. Liczba powtórzeń uzależniona jest od możliwości zawodnika do zachowania tempa, tzn. w ostatnim powtórzeniu powinniśmy być w stanie wykonać ruch z podobną szybkością jak na początku” [Sozański, 1993; s. 106].

W trakcie realizacji ćwiczeń o charakterze szybkościowym nie wolno jednak zapominać o ćwiczeniach siłowych, gibkościowych, skocznościowych oraz technicznych, które powinny wspomagać cały proces treningowy.



Ryc. 1.13. Czynniki warunkujące zdolności szybkościowe [za: Raczek, 2010].

Każda ze zdolności motorycznych, przyczynia się do rozwoju pozostałych. Kształtowanie tych zdolności powinno przebiegać w taki sposób, aby w zależności od celu działania, zaznaczona była przewaga jednej z nich i zarysowało się oddziaływanie na pozostałe. Przykładem takiej „inter-zdolności” może być „skoczność”, znana powszechnie pod tą nazwą w praktyce sportowej. *Skoczność* definiowana jest jako „...zdolność do chwilowego pokonywania ciężaru własnego ciała w celu przeniesienia go jak najwyżej lub jak najdalej [Ulatowski, 1981]. Bardziej złożoną definicję prezentuje Sozański, „...skoczność jest wieloczynnikową funkcją dwóch cech podstawowych (zdolności – przypis autora): siły i szybkości oraz budowy ciała. Skoczność wyraża moc mięśni i określa zdolność przemieszczania ciała w przestrzeni, poprzez fazę lotu: najwyżej, najdalej, bądź też zależnie od zaistniałej sytuacji ruchowej” [Sozański, 1993; s. 118]. Tak też rozumie to autor rozprawy, używając w dalszej jej części wymiennie określenia skoczność ze zdolnością siłowo – szybkościową oraz mocą. Moc, w znaczeniu mechanicznym, jest bowiem iloczynem siły i prędkości. Ćwiczenia skocznościowe są dynamicznymi środkami treningowymi,

angażującymi praktycznie wszystkie grupy mięśniowe. W programie treningu odgrywają istotną rolę na etapie przygotowania wszechstronnego, w trakcie którego nie jest wskazane stosowanie ćwiczeń z dużym obciążeniem. Najlepsze warunki do kształtowania skoczności występują u dziewcząt już w wieku 9 – 12 lat, a u chłopców 13 – 15 lat. Zaś najwyższy poziom tej zdolności w ontogenezie osiągany jest przez dziewczyny 17 – 18 letnie i chłopców 19 – 20 letnich [Sozański, 1993].

Zasadnicze znaczenie ma związek między skocznością (zdolnością siłowo - szybkościową) a techniką ruchu, funkcjonujący według idei pętli sprzężenia zwrotnego. Zmiana poziomu zdolności siłowo - szybkościowej powoduje przebudowę techniki ruchu, podczas, gdy dobra technika wpływa na lepsze wykorzystanie tej zdolności [Król i wsp., 2016]. Jednak nawet wysoki poziom zdolności siłowo - szybkościowej oraz optymalna technika skoku pionowego nie przyniosą oczekiwanego rezultatu, jeśli niewłaściwe będzie nastawienie osoby ćwiczącej do realizacji postawionego przed nią zadania.

1.3. MOTYWACJA CZYNNIKIEM WARUNKUJĄCYM REZULTAT SKOKU PIONOWEGO

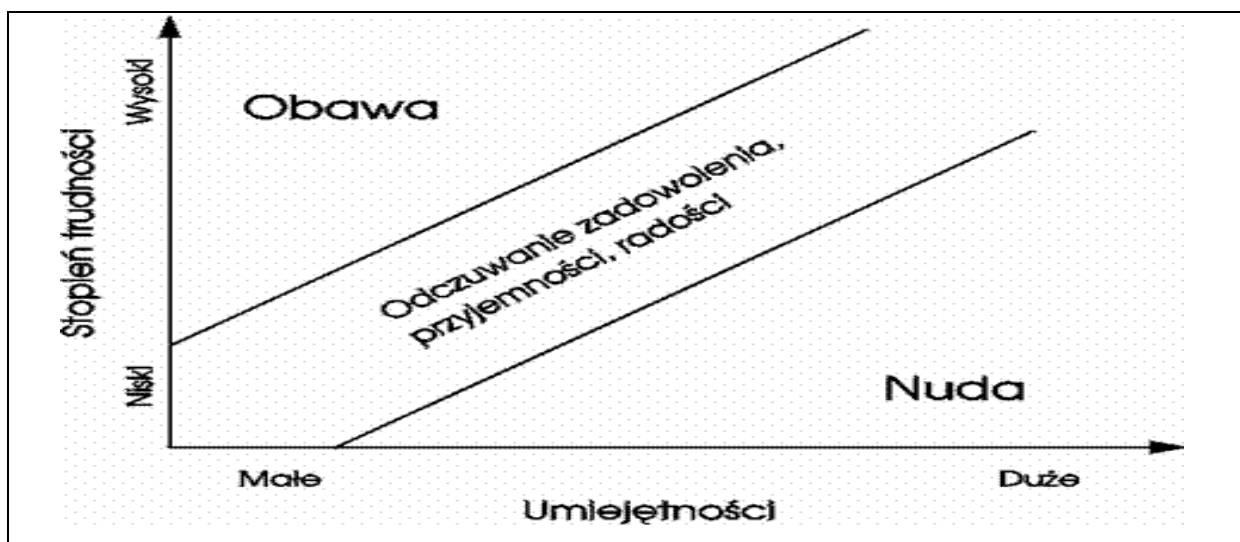
Kolejnym elementem decydującym o sukcesie w teście skoku pionowego jest poziom przygotowania psychologicznego, obejmujący m.in. w pełni zaplanowany proces odpowiedniej motywacji zawodnika do realizacji pracy treningowej i rywalizacji sportowej na zawodach. W zasadzie, to przygotowanie potrzebne jest w każdym momencie procesu treningowego, zaczynając od naboru, przez wieloletnie etapy szkolenia, a kończąc na efektywnym wykorzystaniu zdolności motorycznych i umiejętności techniczno-taktycznych podczas zawodów. Zadaniem trenera jest przede wszystkim motywowanie zawodników do zwycięstwa, ale także do coraz to cięższej pracy treningowej, co bez odpowiednich działań psychologicznych nie będzie przynosiło założonych korzyści.

Na przygotowanie psychologiczne składa się zarówno poziom motywacji do wykonania zadań ruchowych jak i towarzyszące ich realizacji odczucia i emocje, które również mogą wpłynąć na rezultat ruchowy. Według Kocowskiego procesy motywacyjno – emocjonalne pozostają we wzajemnym związku i przenikają się [Kocowski, 1987].

Koncepcja Zimbardo i wsp. [2011] stanowi, że motywacja to ogólne określenie wszystkich procesów zaangażowanych w rozpoczynanie, ukierunkowywanie i utrzymywanie psychicznych i fizycznych aktywności. Wymaga to pobudzenia i determinuje jedną z możliwych reakcji, którą uruchomi się w danej sytuacji, choć – jak piszą – wybór nie zawsze jest celowy i świadomy. Zaś zdaniem Czajkowskiego motywacja to zespół motywów, czyli

czynników, które pobudzają do działania i określają dążenie, reakcje i zachowanie człowieka. Stanowi układ dążeń, związanych z określonymi wartościami i potrzebami człowieka, pobudza go do działania w określonym kierunku i celu [Czajkowski, 1987]. Podobnie rozumie motywację [2007] – jako ogół czynników pobudzających do działania, wpływających na jego kierunek i intensywność. Motywacja zawiera w sobie aspekty jakościowe i ilościowe.

Aspekty jakościowe motywacji. Kształtowanie odpowiedniej motywacji do działania jest procesem złożonym. Zadania zbyt łatwe po prostu nudzą i obniżają natężenie motywacji. Zadania zbyt trudne, zniechęcając, powodują również obniżenie motywacji. Paradoksalnie, stawianie zadań przerastających możliwości wykonawców wywiera szczególnie ujemny wpływ na osobników ambitnych, o dużej potrzebie uznania i osiągnięć. Dlatego przy kształtowaniu motywacji bardzo ważna jest umiejętność stawiania kolejnych zadań, dostosowanych do zmieniającego się indywidualnego wyszkolenia i możliwości sprawnościowych jednostki. W takim ujęciu trafnie postawione zadanie stanowi ważny czynnik motywacyjny. Według Czajkowskiego [1987], odczuwanie przyjemności, radości czy zadowolenia zależy od właściwego dostosowania trudności zadań do aktualnych umiejętności i możliwości (ryc. 1.14). Przy dużych umiejętnościach zadania łatwe demobilizują, obniżają motywację i prowadzą do nudy. Przy niskich umiejętnościach zadania trudne prowadzą do zniechęcenia i obawy.



Ryc. 1.14. Stopień trudności zadania ruchowego a umiejętności ćwiczącego [za: Czajkowski, 1987].

Aspekty ilościowe motywacji. Niezależnie od istotności poznawania (tu ważności zadania ruchowego) oraz praktycznego wykorzystywania wiedzy o jakościowych aspektach motywacji, w zależności od znaczenia stawianych celów, zawodnikowi może mniej lub bardziej zależeć na ich realizacji. Wkłada wtedy mniej lub więcej wysiłku w osiągnięcie tych

celów, co nazywane jest siłą dążenia. W przypadku osiągnięcia celów pierwszoplanowych (najważniejszych) wkładany jest największy wysiłek, towarzyszy temu odpowiednio wysokie natężenie motywacji. Z kolei z realizacją celów mniej ważnych wiąże się proporcjonalnie mniejsze natężenie motywacji. W różnych sytuacjach poziom natężenia motywacyjnego może przybierać zatem różną wartość, od bardzo niskiej do bardzo wysokiej i przejawia się stopniem zaangażowania w dążeniu do celu. Ilościowy aspekt motywacji wskazuje, jak bardzo komuś na czymś zależy oraz ile wkłada wysiłku w osiągnięciu postawionego celu.

Natężenie motywacji i skuteczność działania. Ogólnie rzecz ujmując, niekorzystny jest wpływ słabego natężenia motywacji na sprawność działania. Wraz ze wzrostem natężenia motywacji rośnie również sprawność działania. Jednak prowadzone badania czy dokładniejsze obserwacje zachowania się różnych osób wskazują na większą złożoność powyższego zagadnienia. Pierwszymi z psychologów, którzy poddali problem wnikliwym obserwacjom, byli dwaj Amerykanie Robert Yerkes i John Dodson. Na podstawie badań prowadzonych na zwierzętach i ludziach dokonali dokładnego opisu dostrzeżonych prawidłowości, ujmując je w postaci dwóch praw, na ich cześć nazwanych prawami Yerkesa-Dodsona [Reykowski, 1975].

Pierwsze prawo Yerkesa-Dodsona mówi o tym, że istnieje związek między pobudzeniem emocjonalnym a wykonaniem zadania. Inaczej: dla wykonania każdego zadania istnieje optymalny poziom pobudzenia, przy którym zadanie to jest wykonywane najlepiej. Zarówno niższy jak i wyższy poziom pobudzenia upośledza sprawność wykonania.

Drugie prawo Yerkesa-Dodsona mówi o tym, że im trudniejsze jest zadanie, przed którym stoimy, tym niższy powinien być poziom optymalnego pobudzenia. Zadania łatwe są dobrze wykonane nawet wtedy, gdy poziom pobudzenia emocjonalnego jest bardzo wysoki. Natomiast wykonywanie zadań trudnych jest szybko upośledzane przez wysoki poziom pobudzenia.

Przykładem badającym zależność: **łatwe zadanie – duży poziom motywacji – większa efektywność działania** są m.in. prace Króla [Król, 2001b i 2004; Król i Mynarski, 2010; Król i wsp., 2016]. Ta relacja jest również jednym z zagadnień podjętym w rozprawie. W badaniach Króla i Mynarskiego [2010], większe wartości uniesienia ciała w locie oraz mocy maksymalnej i średniej podczas odbicia uzyskali w CMJ akrobaci wykorzystujący dodatkowy czynnik motywujący. Podobnie było w badaniach Króla i wsp. [2016] dotyczących zawodników gier sportowych. Na to, że podczas sesji treningowych sprzężenie zwrotne, ujmujące w swej pętli docelową wysokość skoku pionowego, może zwiększyć efektywność treningu, zwracali już uwagę Newton i Kraemer [1994]. Natomiast Ford i wsp. [2005]

praktycznie ocenili wpływ czynnika motywującego na wynik (wielkość wyskoku) i parametry biomechaniczne, tj. maksymalny moment prostujący stawy kończyn dolnych i maksymalną pionową siłę reakcji podłoża podczas odbicia. Zawieszona nad skaczącymi piłka pozytywnie wpłynęła na wielkość wyskoku zarówno mężczyzn, jak i kobiet. Motywacja, w tym słowna zachęta i informacja zwrotna, zostały wykorzystane w protokołach badań zaprojektowanych nie tylko w celu poprawy efektywności ruchu, ale także zmniejszenia ryzyka uszkodzeń ciała [Hewett i wsp., 1999; Myklebust i wsp., 2003; Myer i wsp., 2004].

Motywację możemy podzielić na dwa kierunki – wewnętrzny i zewnętrzny [Czajkowski, 1987]. Motywacja wewnętrzna pobudza do działania, które ma wartość samą w sobie, na przykład: zainteresowanie dyscypliną sportu. Motywacja zewnętrzna zachęca do działania w celu uzyskania nagrody bądź uniknięcia kary. Oba motywy, zewnętrzny jak i wewnętrzny, pełnią istotną rolę w podniesieniu poziomu działania zawodników, dlatego psychologowie pracują nad nimi w równym stopniu. Motywy zewnętrzne uczestnictwa w sporcie to zdobywanie nagród, trofeów, korzyści materialnych i niematerialnych, takich jak sława, rozpoznawalność, uznanie, szacunek a także pozycja społeczna. Do motywów wewnętrznych podejmowania działalności sportowej należy wszystko to, co sprawia, że sport nas bawi, czyli podniecenie, radość, zamiłowanie do działania oraz chęć prezentowania swoich umiejętności i możliwości. Na podejmowanie działalności sportowej zazwyczaj większy wpływ wywiera motywacja wewnętrzna niż zewnętrzna. Często stosuje się czynniki zewnętrzne, aby uzyskać wzrost motywacji wewnętrznej, zgodnie z zasadą addytywną, która mówi, że zawodnik o mniejszej motywacji wewnętrznej może ją podnieść poprzez wzmocnienia zewnętrzne. Jednak to zdroworozsądkowe podejście nie zyskało odzwierciedlenia w badaniach.

Wpływ czynnika zewnętrznego na motywację został zauważony przez Sztab Generalny Wojska Polskiego. Jak informuje Glińska [2010], gratyfikacja pieniężna za ocenę bardzo dobrą z przedmiotu wychowanie fizyczne została wprowadzona w wojsku w 1991 roku, i związana była ze zdobyciem odznaki sprawności fizycznej. Brak funduszy sprawił jednak, że po 5 latach została ona czasowo wycofana, by powrócić ponownie w 2006 roku. Ostatecznie jednak takie nagradzanie zostało zaniechane w roku 2008. Odbywający się według nowych zasad egzamin z 2009 roku nie przywidywał już żadnych nagród finansowych. Mając wgląd do wyników poczyniony od 1991 roku, uwzględniając zmienność od czasu wprowadzenia nagrody, można zauważyć, że kiedy pieniądze wypłacano, „piątkowiczów” było więcej [Glińska, 2010]. Z drugiej jednak strony znane są liczne przypadki sportowców, którzy po podpisaniu

lukratywnych kontraktów obniżyli swój poziom sportowy, po czym nastąpił gwałtowny spadek ich rezultatów. Stresująca i intensywna rywalizacja także obniża poziom motywacji wewnętrznej. Okazuje się, że zawodnicy silnie skoncentrowani na pożądanym wygranym prezentują niższy poziom motywacji wewnętrznej niż ci, którzy podejmują rywalizację dla przyjemności.

Nieco inne rozumienie terminu czynnik wewnętrzny (motywacja wewnętrzna) dotyczy jednego z kilku problemów podjętych w rozprawie. Chodzi o ocenę wpływu zawieszony nad głową zawodniczek poprzeczki (czynnika motywującego) na rezultat i główne parametry skoku pionowego (CMJ).

2. ZAŁOŻENIA I CEL PRACY

Najlepszy rezultat, niezależnie od uprawianej dyscypliny sportowej, uwarunkowany jest poziomem przygotowania techniczno-taktycznego, motorycznego oraz psychologicznego zawodniczek/ków. W przypadku prostej czynności ruchowej, jaką jest skok pionowy, decydujący wpływ na wynik, tj. wielkość uniesienia ciała w locie, ma, oprócz przygotowania siłowo-szybkościowego i techniki ruchu, również motywacja – czyli właściwe nastawienie osoby badanej do postawionego przed nią zadania ruchowego.

W tej pracy, ze względów organizacyjnych, badania poszczególnych zawodniczek przeprowadzono w czasie jednej sesji pomiarowej. Można więc przyjąć, że we wszystkich seriach skoków ich poziom przygotowania siłowo-szybkościowego był taki sam. Zatem główne zagadnienie w pracy, dotyczące sposobu wykonania skoku pionowego, mieści się w kategorii „technika ruchu”. Jak już wspomniano, technika czynności ruchowych, w swojej definicji zawiera odniesienie do struktury ruchu. Struktura skoku pionowego zależy zaś od jego rodzaju. Najpowszechniej stosowany skok pionowy z zamachem kończyn dolnych (CMJ), może się przy tym różnić głębokością przysiadu lub być wspomagany wymachem kończyn górnych. Jeszcze inny jest skok w głąb (DJ), z uwagi na jego reaktywną formę i powstające przeciążenia. Najprawdopodobniej rodzaj skoku znajdzie swoje odzwierciedlenie zarówno w strukturze zewnętrznej jak i wewnętrznej ruchu.

Z wcześniejszych doświadczeń naukowych promotora rozprawy [Król, 2001a i 2016] wiadomo, że w badaniach techniki czynności sportowych ich struktura ruchu związana jest, ze wspomnianym już, nastawieniem (motywacją) osoby ćwiczącej do realizacji postawionego przed nią zadania. Chcąc być dobrze zrozumianym, na początek przytoczę kluczowe twierdzenie Ratowa [1994], dotyczące przydatności środków specjalnych¹⁷ w doskonaleniu ćwiczenia startowego¹⁸. „Pożądaný skutek oddziaływania ćwiczenia specjalnego zostanie osiągnięty wtedy, gdy jego podstawowy parametr (np. prędkość) uzyska w tym ćwiczeniu wartość nie mniejszą niż w startowym.” [Ratow, 1994; s. 25]. Wiąże się to poniekąd ze stwierdzeniem Fidelusa, że „w sportach siłowo-szybkościowych, skuteczniejsza będzie taka technika, która przy tym samym poziomie cech (zdolności: przypis autora) motorycznych; siły

¹⁷ Środek (ćwiczenie) specjalne przygotowania technicznego, charakteryzuje się daleko idącym strukturalnym podobieństwem do zadania startowego. Chodzi o zbieżność zewnętrznej i wewnętrznej struktury całego ruchu, albo też jego głównych faz i elementów [Sozański, 1993].

¹⁸ Ćwiczenie startowe – czynność w pełnej formie odpowiadająca ruchowi wykonywanemu w czasie zawodów.

i szybkości pozwoli na rozwijanie największej siły oraz prędkości względem otoczenia.” [Fidelus, 1970; s. 18]. Zdaniem Króla [2016], w przypadku *podciągania do rwania z poderwaniem*, powszechnie uważanego za jedno z podstawowych ćwiczeń specjalnych w podnoszeniu ciężarów, nie uzyskano spodziewanego efektu (wzrostu prędkości sztangi). Natomiast w innych ćwiczeniach specjalnych, tj. w *rwaniu ze zwisu* i w *rwaniu z podstawek*, mimo, iż sztanga o tej samej masie rozpędzana była na krótszym odcinku, jej prędkość istotnie wzrosła. Według kryterium Ratowa, to pierwsze ćwiczenie nie służyło doskonaleniu techniki rwania klasycznego, a powodem był brak motywacji, ponieważ ciężarowcy wiedzieli, że sztangi nie trzeba wyrwać, a jedynie unieść jak najwyżej. W pozostałych dwóch przypadkach osiągnięto zamierzony cel, dzięki pełnemu zaangażowaniu (motywacji) zawodnicy, mimo utrudnionych warunków, potrafili podnieść sztangę na wymaganą wysokość i pozytywnie zaliczyć rwanie. We wcześniejszych badaniach płotkarzy [Król, 2001a], w biegu przez niższe płotki (91 i 100 cm) zawodnicy rozwinęli w kilku przypadkach mniejszą średnią prędkość przejścia płotka, niż biegnąc na tym samym dystansie przez płotki wysokie (107 cm). Dopiero, gdy w kolejnych badaniach poinformowano płotkarzy o pomiarze czasu pokonania całego dystansu, takich zaskakujących przypadków nie stwierdzono. Najpierw zawodnicy biegli przez płotki o wysokości 107 cm, w kolejnym biegu ich wysokość została obniżona do 100 cm, a następnie wynosiła tylko 91 cm. Za każdym razem trener przypominał zawodnikom o pomiarze czasu biegu. Informował ich również, że jeśli w biegu przez niższe płotki uzyskają gorszy wynik, czyli dłuższy będzie czas biegu, to pobiegną ponownie. Tym razem wszyscy wykonali to zgodnie z oczekiwaniem, tj. pokonując niższe płotki biegli szybciej. Oznacza to, że tylko bieg przez płotki z kontrolą czasu pokonywania dystansu wpłynął pozytywnie (mobilizująco) na zawodników. W badaniach struktury ruchu różnych czynności nieodzownym jest zatem stwarzanie warunków motywujących ćwiczących do pełnego zaangażowania.

Uwzględniając dotychczasową wiedzę, zauważając przy tym pewne jej niedostatki, **zasadniczym celem pracy** jest ocena wpływu głębokości zamachu kończyn dolnych na strukturę ruchu skoku pionowego. **Drugim celem** jest ustalenie zakresu ruchu zamachu kończyn dolnych w różnych rodzajach skoku pionowego, wykonanych przy stałym poziomie przygotowania siłowo-szybkościowego zawodniczek. Realizację tak sformułowanych celów pracy sprowadzono do poszukiwania odpowiedzi na poniższe **pytania badawcze**:

- 1) Czy występują istotne różnice w wartościach i charakterystykach bioelektrycznych mięśni między skokiem z zamachem kończyn dolnych (CMJ) a pozostałymi skokami poddanymi badaniom?
- 2) Czy polecenia wydane siatkarkom, dotyczące rodzaju skoku pionowego, tj. wykonaj skok z głębszym, a w kolejnej próbie z płytszym zamachem kończyn dolnych, zostały wypełnione, a jeżeli tak, to jak wpłynęło to na parametry struktury wewnętrznej i zewnętrznej tych skoków?
- 3) Czy czynnik motywujący, zawieszona nad głowami skaczących zawodniczek poprzeczka, spełniła swój cel, tj. wpłynęła na wynik – wzrost wielkości wyskoku (uniesienia ciała w locie) – i moc rozwijaną w fazie odbicia?
- 4) Czy występują istotne różnice w wartościach głównych parametrów kinetycznych i kinematycznych (tj. mocy, prędkości wylotu, głębokości zamachu, „zakresu ruchu” w stawach kończyn dolnych, czasu faz ruchu) między CMJ a pozostałymi skokami?
- 5) Czy wartości wielkości wyskoku, uzyskane w poszczególnych skokach pionowych za pomocą systemu SMART i wyliczone z zapisów platformy siły Kistler, są równe?

3. MATERIAŁ I METODY

3.1. CHARAKTERYSTYKA BADANYCH

W badaniach uczestniczyła grupa 28 uczennic Szkoły Mistrzostwa Sportowego w Sosnowcu, o specjalności piłka siatkowa. Jednak z uwagi na problemy związane z obróbką techniczną, często bardzo zniekształconych sygnałów elektromiograficznych oraz olbrzymią czasochłonnością i pracochłonnością ich opracowania, w analizach zapisów bioprądów i charakterystyk kinematycznych wykorzystano jedynie dane 15 zawodniczek (w przedziale wieku $15,6 \div 18,4$ lat, o wysokości ciała $181,3 \pm 9,6$ cm i masie $68,5 \pm 8,7$ kg). Krótką charakterystykę antropometryczną poddanych analizie siatkarek przedstawiono w tabeli 3.1.

Tabela 3.1. Charakterystyka zawodniczek

L.p.	Inicjały badanej	Masa ciała (kg)	Wysokość ciała (cm)	Wiek (lata)	Pozycja na boisku
1	B.A.	71,4	187	16,5	P/A*
2	T.J.	75,3	187	17,0	P
3	K.M.	48,9	162	18,4	L
4	E.A.	54,1	176	17,3	L
5	W.A.	78,1	185	18,4	P
6	S.K.	66,5	187	18,3	S
7	N.M.	69,1	186	17,9	A
8	K.A.	63,0	173	17,4	L
9	N.P.	71,7	181	16,4	P
10	S.M.	75,5	188	15,9	S
11	P.K.	59,3	162	15,6	L
12	P.Z.	70,5	181	16,6	A
13	T.E.	69,7	179	18,3	A
14	J.E.	76,8	193	17,5	S
15	W.A.	77,4	192	16,4	A
Razem	<i>Mean</i>	68,5	181,3	17,2	
	<i>SD</i>	8,74	9,55	0,94	

* - A – atakująca; L – libero; P – przyjmująca; S – skrzydłowa

Przed rozpoczęciem eksperymentu zawodniczki dostarczyły pisemną zgodę rodziców lub prawnych opiekunów na uczestnictwo w badaniach i zostały poinformowane o ich istocie. Projekt badawczy uzyskał zgodę Komisji Etyki Badań Naukowych przy Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach.

3.2. SKOKI PODDANE BADANIOM

Zawodniczki przygotowywały się do badań ćwicząc w miarę możliwości w takich samych warunkach, a ich próby pomiarowe zawsze były poprzedzone 15 minutową

rozgrzewką. Po indywidualnej rozgrzewce ogólnej a następnie specjalnej, obejmującej szereg ćwiczeń rozciągających całe ciało oraz skocznościowych, siatkarkom polecono wykonanie, w ustalonej kolejności, po pięć prób każdego skoku z pozycji stojąc. Były to kolejno:

- skok pionowy z zamachem kończyn dolnych, ale bez wymachu kończyn górnych¹⁹ – nazywany dalej CMJa; „a” oznacza pierwszą serię tego skoku,
- skok pionowy z głębszym zamachem kończyn dolnych – GCMJ,
- ponownie skok pionowy z zamachem kończyn dolnych – CMJb; „b” oznacza drugą serię tego skoku,
- skok pionowy z płytszym zamachem kończyn dolnych – PCMJ,
- skok w głąb, również bez wymachu kończyn górnych – DJ, zeskok następował z wysokości 40 cm,
- skok pionowy wykonany na polecenie „wyskocz tak, aby dotknąć głową zawieszanej poprzeczki” – SCMJ²⁰ (specjalny CMJ),
- skok pionowy z wymachem kończyn górnych – WCMJ.

Przerwy wypoczynkowe pomiędzy seriami 5 skoków wynosiły jedną minutę, a między poszczególnymi skokami 10 – 15 sek.

Kryterium podziału skoku na fazy stanowiły głównie zmiany prędkości OSC ciała w kierunku pionowym (v_y). Wyróżniono następujące fazy:

- zamach – za początek ruchu przyjęto chwilę zmiany v_y o wartość co najmniej 0,01 m/s i utrzymanie trendu ruchu, zaś koniec zamachu stanowił moment osiągnięcia prędkości zerowej lub ostatni punkt o ujemnym zwrocie,
- odbicie – kończyło się, gdy prędkość osiągała maksymalną wartość o zwrocie dodatnim,
- lot – przebiegał do chwili ponownego kontaktu stóp z podłożem,
- lądowanie (przyziemienie) – za koniec ruchu uznano ponowny moment osiągnięcia przez OSC ciała prędkości zerowej ($v_y = 0$) lub ostatni punkt o ujemnym zwrocie prędkości.

¹⁹ Jest to zmodyfikowana wersja CMJ, zaproponowana przez Komi’ego i Bosko [1978], w celu zminimalizowania wpływu techniki ruchu na jego rezultat. Złączone ręce kończyn trzymano za plecami. Umiejętne łączenie wymachu kończyn górnych z zamachem kończyn dolnych podczas skoku pionowego gwarantuje bowiem uzyskanie lepszego rezultatu – *zasada czasowej koordynacji popędów sił* [Hochmuth, 1981]. Eliminując wymach RR w sześciu seriach skoków, głównym czynnikiem, determinującym kluczowe parametry mechaniczne skoku pionowego, był poziom przygotowania siłowo-szybkościowego skaczących zawodniczek w chwili przeprowadzania próby.

²⁰ Był to specjalny test, mający na celu zmotywowanie skaczące zawodniczki do większego wysiłku. Nad skaczącymi zamocowano elastyczną poprzeczkę, którą należało dotknąć czubkiem głowy będąc w wysoku [Król, 1999, 2001b i 2004]. Poprzeczkę zawieszano nieznacznie wyżej (ok. 2 ÷ 3 cm) niż wynikało z najlepszego rezultatu uzyskanego w pierwszej serii CMJ.

3.3. METODY POMIAROWE I OPRACOWANIE MATERIAŁU

Do rejestracji parametrów ruchu i aktywności mięśni badanych zawodniczek, podczas wykonywania skoków pionowych, użyto systemu kompleksowej analizy ruchu BTS SMART-E, w połączeniu z platformą siły i zestawem do zapisu i analizy sygnałów EMG. Dane kinematyczne, kinetyczne i elektromiograficzne zbierano jednocześnie, korzystając przy tym ze sterowania z jednostki centralnej.

3.3.1. Optoelektroniczny system BTS SMART-E

System pomiarowy BTS SMART-E (BTS Bioengineering, Włochy) jest oparty o technologię pasywnych markerów, odbijających emitowane promieniowanie podczerwone (ang. *infrared radiation* – IR). Za pomocą 6 kamer cyfrowych rejestrowano, z częstotliwością 120 Hz, promieniowanie z 20 markerów umocowanych w charakterystycznych punktach, symetrycznie po obu stronach ciała. Markery znajdowały się na:

- guzach piętowych,
- piątych kościach śródstopia,
- kostkach bocznych kości strzałkowych,
- nadkłykciach bocznych kości udowych,
- krętarzach większych,
- wyrostkach barkowych,
- nadkłykciach bocznych kości ramiennych,
- wyrostkach rylcowych kości łokciowych,
- środkach złączonych rąk,
- punktach znajdujących się 1 cm przed otworami słuchowymi.

Oprogramowanie SMART umożliwiałało rejestrację ruchu (Smart Capture), modelowanie przestrzenne skoków w 3D (Smart Tracker) oraz obliczanie parametrów mechanicznych (Smart Analyzer). Manualna digitalizacja markerów wpłynęła na dokładność przestrzenną pomiaru (odległość między dwoma znacznikami w 3D), która wyniosła 0,4 mm. Duża dokładność była potrzebna do określenia kątów względnych w podstawowych stawach kończyn dolnych i wyliczenia pionowej prędkości OSC ciała. Programy systemu SMART dostarczały w pierwszej kolejności współrzędnych punktów w 3D. W ilościowej analizie skoków wykorzystano jedynie koordynaty w płaszczyźnie strzałkowej. Te kinematyczne dane zostały znormalizowane w czasie, a następnie uśrednione dla każdej serii pięciu prób, i dalej dla całej grupy badanych zawodniczek, w każdym z siedmiu skoków.

3.3.2. Elektromiografia

Przed wykonaniem skoków odpowiednio przygotowano skórę zawodniczek, w celu umieszczenia na niej elektrod. Miejsce mocowania elektrod przetarto alkoholem, a następnie, aby zmniejszyć impedancję pomiędzy elektrodami a skórą, pokryto pastą elektrolityczną. Aktywność EMG rejestrowano za pomocą jednorazowych elektrod powierzchniowych (H124SG), umieszczonych parami 2 cm od siebie, w okolicy punktów aktywacji motorycznej mięśni, wzdłuż ich włókien. Wszystkie pary elektrod mocowano przyklepcami, na mięśniach po lewej stronie ciała, zgodnie z europejskimi zaleceniami do elektromiografii powierzchniowej (ang. *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle* – SENIAM) [Hermens i wsp., 1999]. Badano aktywność bioelektryczną siedmiu mięśni: piszczelowego przedniego (*tibialis anterior* – TA), przyśrodkowej głowy brzuchatego łydki (*gastrocnemius caput mediale* – G_{med}), prostego uda (*rectus femoris* – RF), głowy długiej dwugłowego uda (*biceps femoris caput longum* – BF), prostego brzucha (*rectus abdominis* – RA), pośladkowego wielkiego (*gluteus maximus* – G_{maks}) i odcinka lędźwiowego prostownika grzbietu (*erector spinae pars lumborum* – ES), w warunkach dynamicznych (podczas skoku) oraz w trzysekundowych testach wysiłku statycznego. Położenie każdej pary elektrod, w odniesieniu do badanego mięśnia, przedstawiono w tabeli 3.2. Punktem odniesienia dla wszystkich była elektroda referencyjna mocowana na obojczyku.

Tabela 3.2. Opis usytuowania każdej pary elektrod w odniesieniu do badanego mięśnia, opracowany przez Gulletta i wsp. [2009] w modyfikacji Aspe'a i Swindona, 2014 oraz własnej.

Mięsień	Położenie elektrod
Tibialis anterior (piszczelowy przedni)	Około 2 cm w poprzek na zewnątrz od brzegu przedniego kości piszczelowej, pośrodku brzucha
Gastrocnemius (brzuchaty łydki)	Około 2 cm w poprzek do wewnątrz od linii środkowej kolana, pośrodku brzucha
Rectus femoris (prosty uda)	Około połowy odległości między przednim górnym kolcem biodrowym a rzepką kolana, po przedniej stronie uda
Biceps femoris (długowy uda)	Około połowy długości pomiędzy guzkiem kulszowym a kłykiem bocznym kości udowej, po tylnej stronie uda
Rectus abdominis (prosty brzucha)	Trzy centymetry w bok od kresy białej, pomiędzy drugą a trzecią smugą ścięgnistą
Gluteus maximus (pośladkowy wielki)	W połowie drogi między kręgami krzyżowymi a krętarzem większym. To położenie odpowiada największej wypukłości pośrodku pośladków, znacznie powyżej widocznego wybrzuszenia krętarza większego
Erector spinae (prostownik grzbietu)	Trzy centymetry w bok od wyrostka kolczystego trzeciego kręgu lędźwiowego

Elektrody pozostawały w miejscu mocowania do czasu zakończenia ostatniej próby. Wstępnie czystość sygnałów (brak artefaktów) kontrolowano wizualnie, on-line na ekranie komputera.

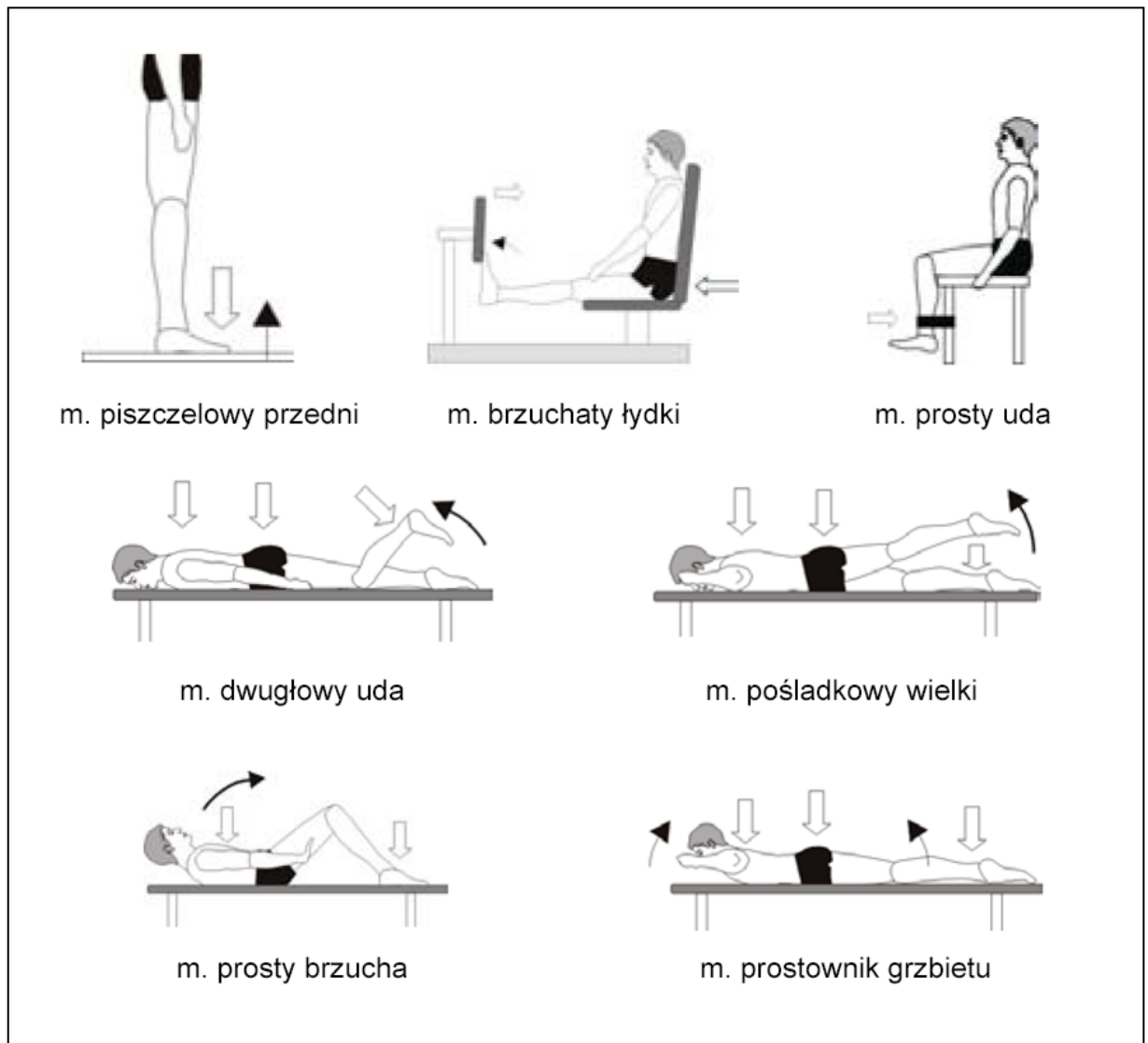
Sygnały EMG rejestrowano z częstotliwością próbkowania 1 kHz, wykorzystując 16-kanalowy, telemetryczny moduł Pocket EMG (firmy NORAXON; USA), wchodzący w skład zestawu do analizy ruchu SMART (firmy BTS). Wszystkie aktywne kanały miały ten sam zakres pomiarowy i były dopasowane do osoby badanej (typowo +/- 5 mV). Sygnały analogowe zostały zamienione na cyfrowe z rozdzielczością próbkowania 16 bitów, a następnie przesłane bezpośrednio, po przeprowadzeniu każdej pojedynczej próby, do komputera za pośrednictwem sieci Wi-Fi. Po zebraniu danych, charakterystyki z każdej próby były zapisywane na dysku twardym, a następnie analizowane przy użyciu oprogramowania Smart Analyser.

Surowe sygnały EMG zostały przefiltrowane (filtr pasmowo-przepustowy Butterwortha 10-250 Hz), zgodnie z wytycznymi proponowanymi przez producenta BTS. Dalej, nadal korzystając z oprogramowania komputerowego, wyprostowano je i rektyfikowano z użyciem wartości skutecznej – średniokwadratowej (ang. *Root Mean Squares* - RSM), z 100 ms ruchomym oknem czasowym. Uzyskano w ten sposób liniową obwiednię sygnałów EMG (ang. *linear envelope EMG signals*) [Winter, 1990; Robertson i wsp., 2008], wyrażoną w miliwoltach.

Przed badaniami, aby porównać aktywność mięśni wszystkich uczestniczek w 7 skokach, wykonano próby (testy) niezbędne do znormalizowania poszczególnych mięśni. W tym celu dokonano pomiaru maksymalnego dowolnego skurczu (ang. *Maximum Voluntary Contraction* – MVC) mięśni w warunkach statyki. Wymagało to, od każdej uczestniczki, maksymalnego 3-sekundowego skurczu każdego mięśnia, wobec ręcznego oporu stawianego przez eksperymentatora. Pozycje MVC dla poszczególnych mięśni (ryc. 3.1.) zostały wybrane w oparciu o propozycje Konrada [2006]. Najwyższy średni poziom amplitud EMG w przedziale 100 milisekund, uzyskany w tym teście, stanowił maksimum (pik) EMG mięśnia w warunkach izometrycznych. Ten pik EMG przyjęto jako 100% aktywności mięśnia i do niego odnoszono zmieniające się w czasie wartości RMS EMG (mV), uzyskane w próbach dynamicznych. Normalizacja została wykonana dla każdego mięśnia oddzielnie.

W każdym z 7 skoków, liniowe obwiednie sygnałów EMG każdego mięśnia znormalizowano w czasie i do maksymalnych wartości poszczególnych mięśni. Wszystkie znormalizowane charakterystyki zostały następnie uśrednione, aby uzyskać średnią całość

grupy (ang. *grand ensemble average*; [Yang i Winter, 1984]), dla każdego mięśnia w każdym skoku.



Ryc. 3.1. Pozycje siatkarek stosowane podczas testu statycznego, w celu określenia maksymalnego dowolnego skurczu (ang. *Maximum Voluntary Contraction - MVC*) wybranego mięśnia w warunkach statyki [Konrad, 2005]. Czarne strzałki – zwrot zamierzonego ruchu, białe strzałki – zwrot oporu.

3.3.3. Dynamografia

Przy pomocy piezoelektrycznej platformy dynamograficznej Kistler 9182C (Kistler Instruments, Winterthur, Szwajcaria), o wymiarach 0,4 m × 0,6 m i częstotliwości próbkowania 240 Hz, rejestrowano pionową składową siły reakcji podłoża. W tym celu wykorzystano oprogramowanie MVJ 1.0 [Staniak, 1997]. Przed badaniem, platforma została skalibrowana zgodnie z zaleceniami producenta. Do obliczenia wybranych parametrów dynamicznych i kinematycznych skoków, wykonywanych na platformie, zastosowano znany z literatury model fizyczny [Bartosiewicz i wsp., 1990; Fidelus i Dziewiecki, 1995; Staniak, 1997],

w którym układ masy ciała człowieka odbijającego się pionowo od podłoża zredukowano do punktu materialnego, na który działają składowe pionowe siły zewnętrznych: siła ciężkości ciała i pionowa składowa siła reakcji platformy. Jak podaje Staniak [1997], w poniższych równaniach symbole są zgodne z przedstawionymi na rycinie 3.2. Wypadkowa siła $F(t)$ działająca na punkt materialny ujęta jest wzorem (1);

$$F(t) = R(t) - m \times g \quad (1)$$

gdzie: R – składowa pionowa siły reakcji platformy dynamograficznej;
 t – czas; m – masa punktu materialnego; g – przyspieszenie ziemskie $9,81 \text{ m/s}^2$

Równanie ruchu dla przyjętego do analizy modelu określa wzór (2);

$$\frac{d^2H}{dt^2} = \frac{f(t)}{m} \quad (2)$$

gdzie: H – położenie pionowe punktu materialnego

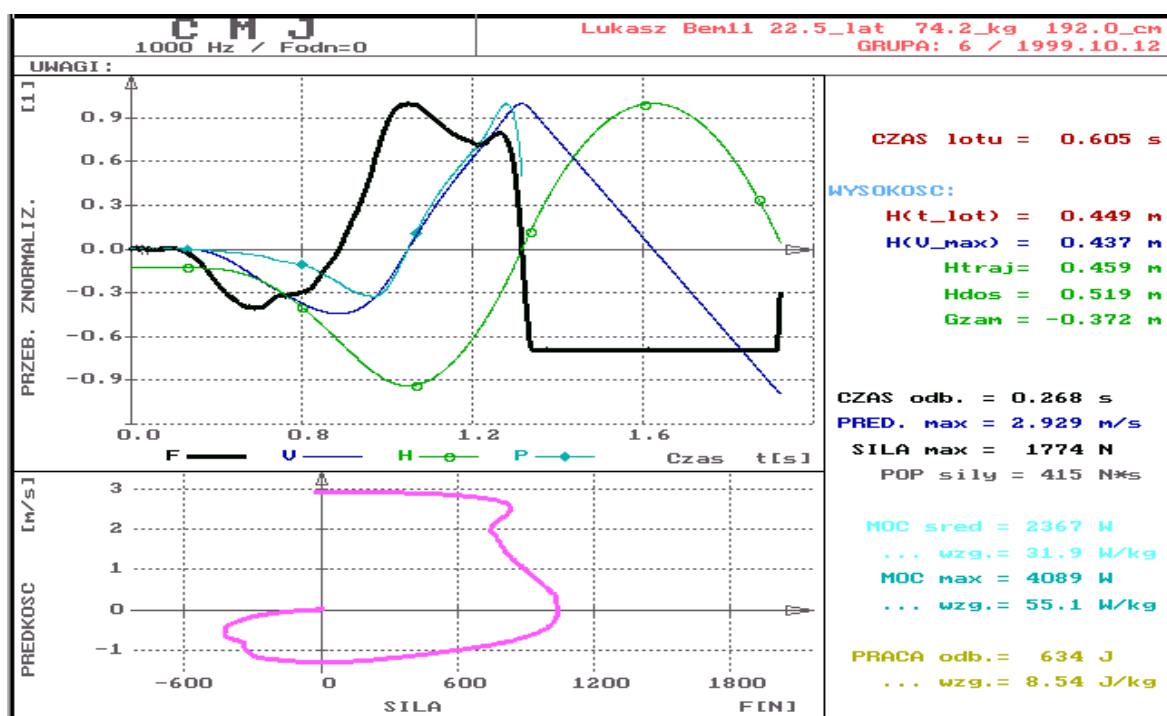
Po jednokrotnym scałkowaniu równania (2) uzyskujemy równanie (3) opisujące charakterystykę prędkości $v(t)$ punktu materialnego z warunkiem początkowym dla $t = t_{ph}$; $v(t) = v_p$

$$v(t) = v_p + \frac{1}{m} \int_{t_{ph}}^t (F)(t) dt \quad (3)$$

Po dwukrotnym scałkowaniu równania (2) uzyskujemy równanie (4), opisujące charakterystykę położenia punktu materialnego z warunkami początkowymi $t = t_{ph}$; $v(t) = v_p$; $H(t) = H_p$.

$$H(t) = H_p + \int_{t_{ph}}^t v_p dt + \frac{1}{m} \int_{t_{ph}}^t \left[\int_t^t F(t) dt \right] dt \quad (4)$$

Założono dalej, że w skoku pionowym obunóż z miejsca z zamachem wykonanym bez wymachu kończyn górnych w czasie $t = t_{pl}$ $H(t) = 0$ (ryc. 3.2.). Symbol t_{pl} oznacza punkt na osi czasu, poprzedzający fazę lotu, w którym $F(t) = 0$ (tzn. siła reakcji platformy równa jest ciężarowi ciała). Pomimo, że lot swobodny następuje w momencie utraty kontaktu z platformą, dla potrzeb analizy założono, że rozpoczyna się w czasie t_{pl} , w którym punkt materialny uzyskuje maksymalną prędkość. W przypadku pojedynczego skoku typu CMJ znana jest wartość $v_p = 0$, ponieważ ruch rozpoczyna się z pozycji nieruchomej.



Ryc. 3.2. Parametry i charakterystyki czasowe skoku pionowego (CMJ) uzyskane dzięki programowi MVJ v.1.0 [Staniak, 1997].

Za pomocą programu MVJ, określono główne parametry mechaniczne, najlepiej charakteryzujące skok pionowy, tj.: głębokość zamachu (d_{zam}), moc maksymalną (P_{maks}) i średnią (P_{sr}) w fazie odbicia oraz czas trwania tej fazy (t_{odb}), a przede wszystkim wielkość uniesienia ciała w locie (h – zwana również wielkością wyskoku). Dodatkowo, w arkuszu kalkulacyjnym Excel wyliczono jeszcze czas faz: zamachu, lotu i lądowania. Wszystkie parametry uśredniono dla każdej serii pięciu prób, i dalej dla całej grupy badanych zawodniczek, w każdym z siedmiu skoków.

3.3.4. Metody statystyczne

Do charakterystyki osób badanych i określenia głównych parametrów mechanicznych skoków pionowych użyto statystyk opisowych, wyliczając wartości średnie i ich odchylenia standardowe. Test normalności Kołmogorowa-Smirnowa wykazał, iż rozkład danych, uzyskanych zarówno z elektromiografii, dynamografii, jak i systemu optoelektronicznego, nie był normalny. Ze względu na duże wartości bezwzględne skośności i kurtozy w odniesieniu do aktywności mięśni i parametrów mechanicznych ruchu, dla pełnego zestawu obserwacji – wszystkich interpretowanych w pracy danych – w celu określenia istotności różnic, zastosowano nieparametryczny test kolejności par Wilcozona dla prób powiązanych. Istotność różnic przyjęto na poziomie $p \leq 0,05$. Kompleksową analizę danych statystycznych przeprowadzono z zastosowaniem programu komputerowego STATISTICA 10.0.

4. WYNIKI

4.1. PRĄDY CZYNNOŚCIOWE MIĘŚNI

Charakterystyka czasowa aktywności elektrycznej badanych mięśni pozwala na poznanie struktury wewnętrznej poszczególnych skoków. Zestawiając wykresy tych uśrednionych przebiegów działania mięśni, oddzielnie dla poszczególnych skoków, łatwo zaobserwować duże ich podobieństwo (ryc. 4.1.A – 4.1.G). Dokładne przeanalizowanie tych znormalizowanych, liniowych obwiedni sygnałów EMG wskazuje jednak na pewne różnice, dotyczące ich kształtu oraz wartości. Prześledźmy to nieco dokładniej.

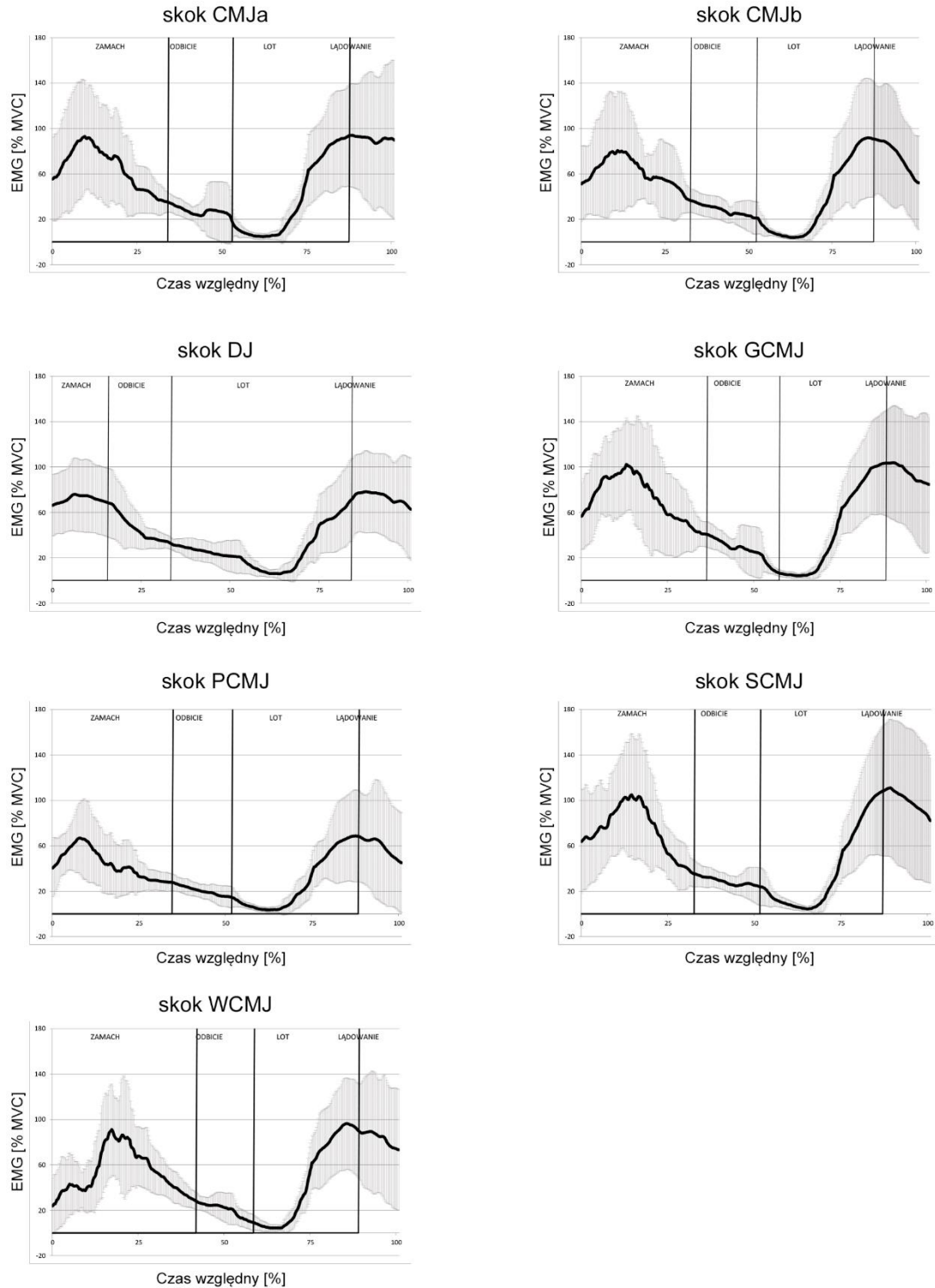
Przykładowo, w fazie lotu wszystkich badanych skoków następuje spadek aktywności mięśni (ryc. 4.1.A – 4.1.G), co bardzo wyraźnie można zaobserwować w przypadku TA, G_{maks} i ES. W odniesieniu do TA, ta bardzo mała aktywność to ok. 10% czasu trwania całego ruchu. W mięśniu ES spadek aktywności pojawił się dodatkowo w fazie odbicia, po czym nastąpił jej gwałtowny wzrost, osiągając największą wartość w skokach SCMJ i WCMJ. W przypadku skoku DJ, w którym obwiednie liniowe poszczególnych mięśni podobne są pod względem kształtu do tych, jakie występują w pozostałych skokach, w innych chwilach przypadają jednak wartości ekstremalne.

Aktywność poszczególnych mięśni

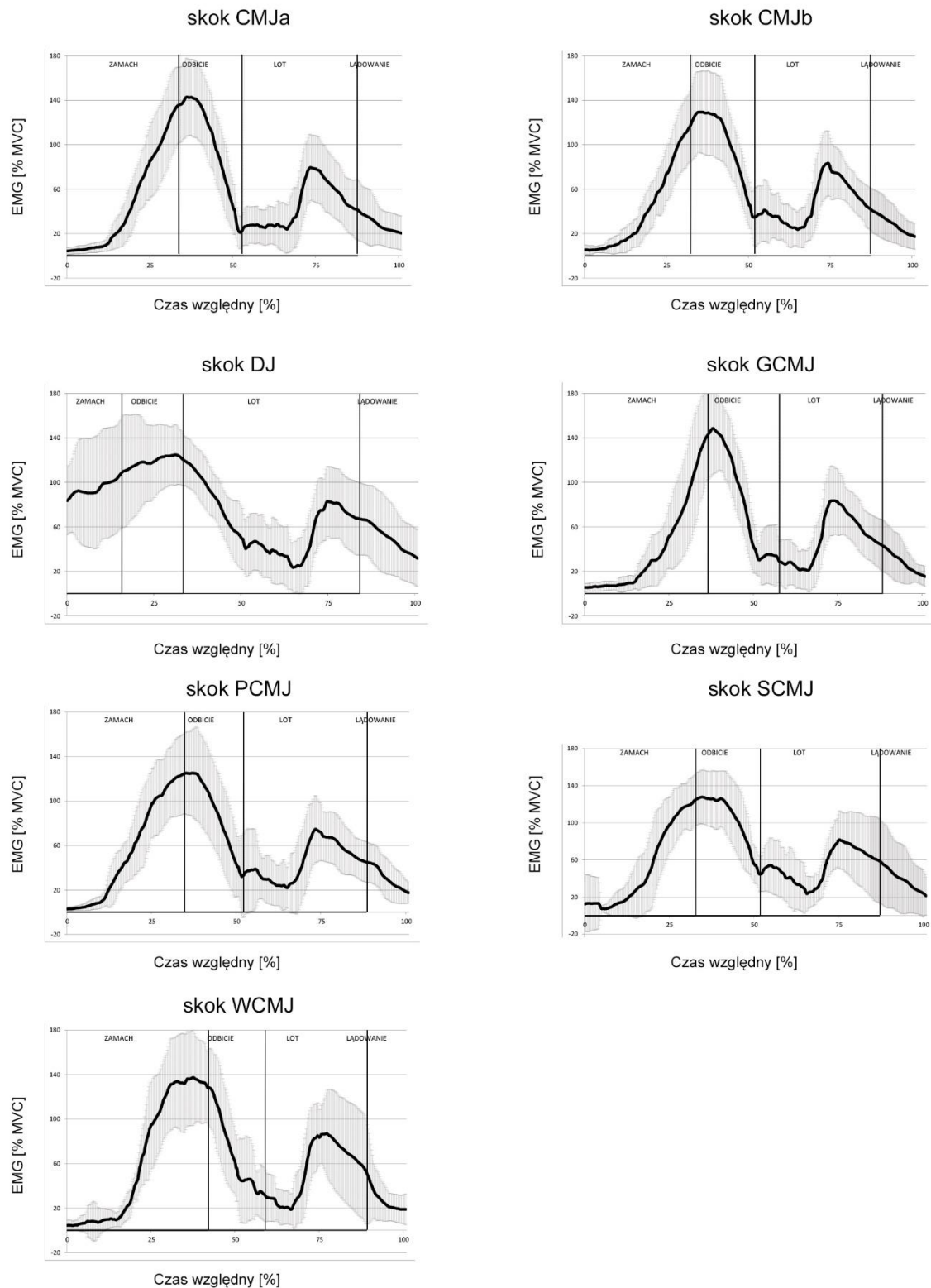
W odróżnieniu od innych mięśni, TA osiąga pierwszą maksymalną wartość napięcia już w pierwszej połowie fazy zamachu (ryc. 4.1.A). Przeciwnie jest G_{med} , którego pierwsze maksimum przypada na koniec tej fazy (skok WCMJ), zasadniczo jednak jest to początek fazy odbicia (ryc. 4.1.B). W przypadku mięśni RF, G_{maks} i ES ta pierwsza maksymalna wartość przypada na drugą połowę fazy zamachu (ryc. 4.1.C, 4.1.F i 4.1.G).

Mięsień BF ogólnie cechuje większa różnorodność przebiegu krzywej EMG w poszczególnych skokach (ryc. 4.1.D), a przede wszystkim mniejsze, uśrednione wartości znormalizowanego EMG (wyrażone w % MVC).

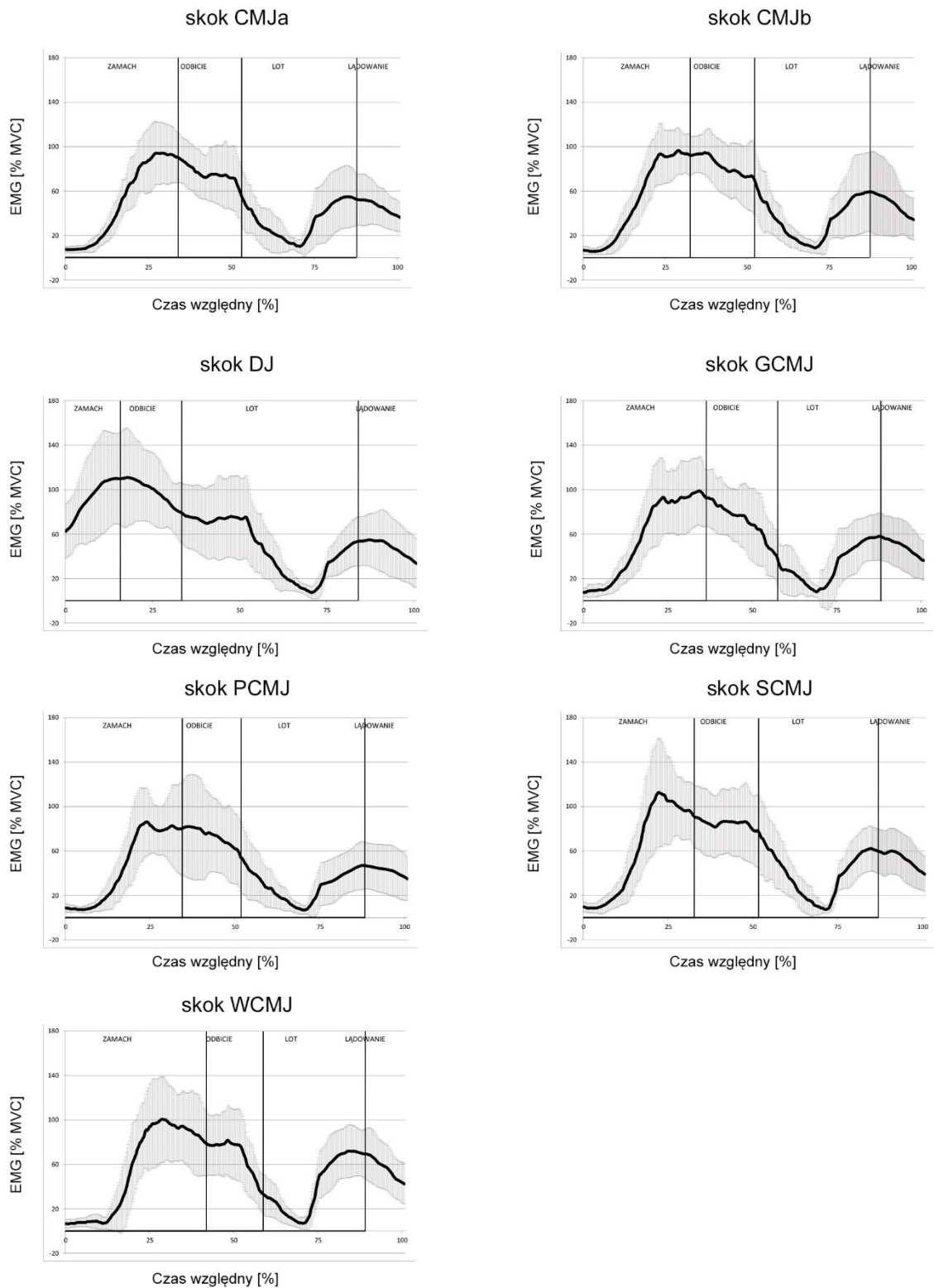
Równie małe wartości znormalizowanego EMG we wszystkich skokach zanotowano dla mięśnia RA. W tym przypadku charakterystyczne jest zasadniczo jedno maksimum, przypadające na fazę odbicia. Wyjątkiem jest skok DJ, z maksymalną wartością napięcia przypadającą na początek fazy lotu oraz WCMJ, w którym w fazie lotu występuje drugie, równie duże maksimum znormalizowanego EMG (ryc. 4.1.E).



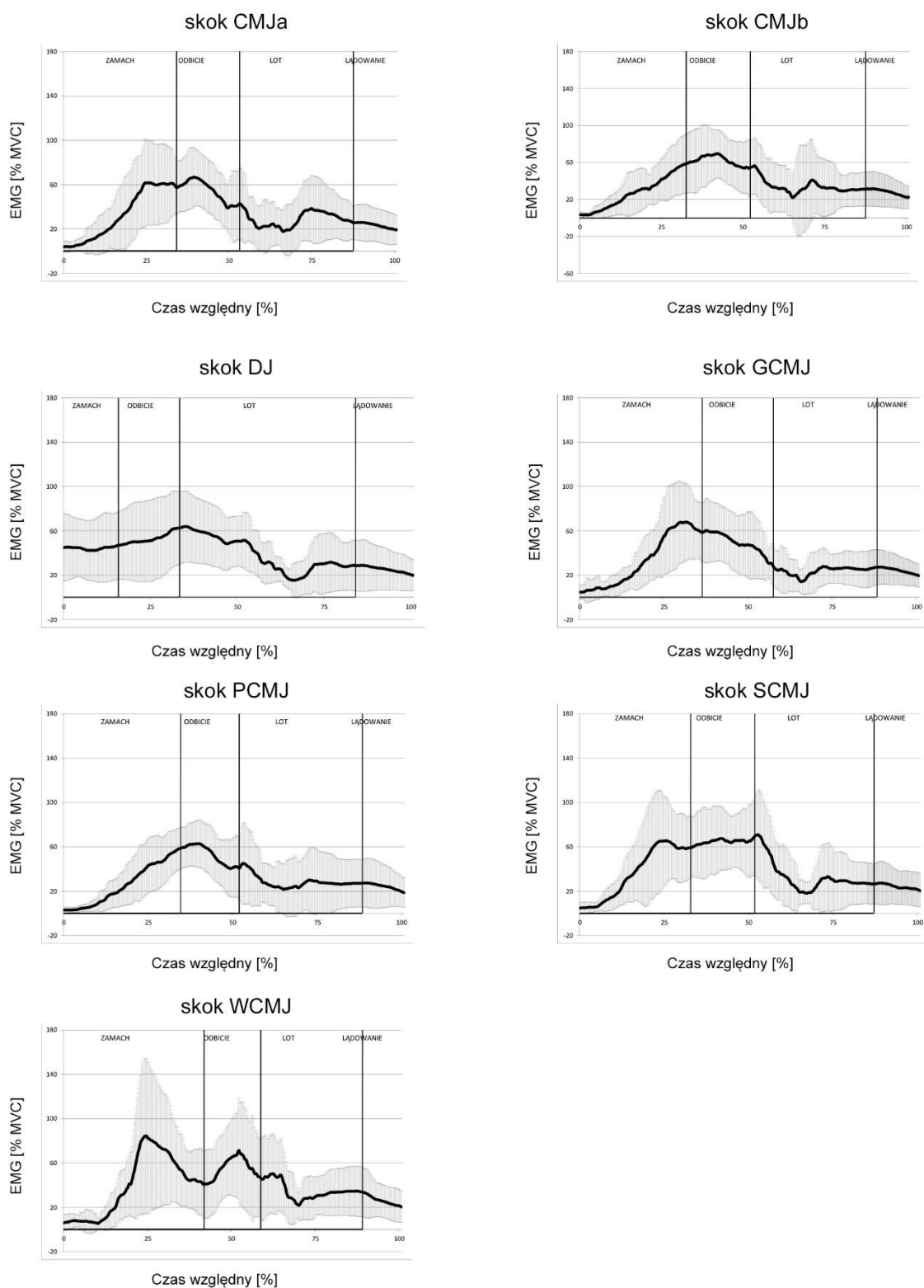
Ryc. 4.1.A. Średnie, znormalizowane liniowe obwiednie sygnałów EMG (w % MVC) mięśnia *piszczelowego przedniego* (*tibialis anterior* - TA) różnego rodzaju skoku pionowego: CMJa – pierwszy skok z zamachem kończyn dolnych bez wymachu kończyn górnych, CMJb – drugi skok z zamachem kończyn dolnych bez wymachu kończyn górnych, DJ – skok w głąb bez wymachu kończyn górnych, GCMJ – skok z głębszym zamachem kończyn dolnych, PCMJ – skok z płytszym zamachem kończyn dolnych, SCMJ – skok specjalny, wykonany na polecenie „wyskocz tak, aby dotknąć głową zawieszoną poprzeczki”, WCMJ – skok z wymachem kończyn górnych.



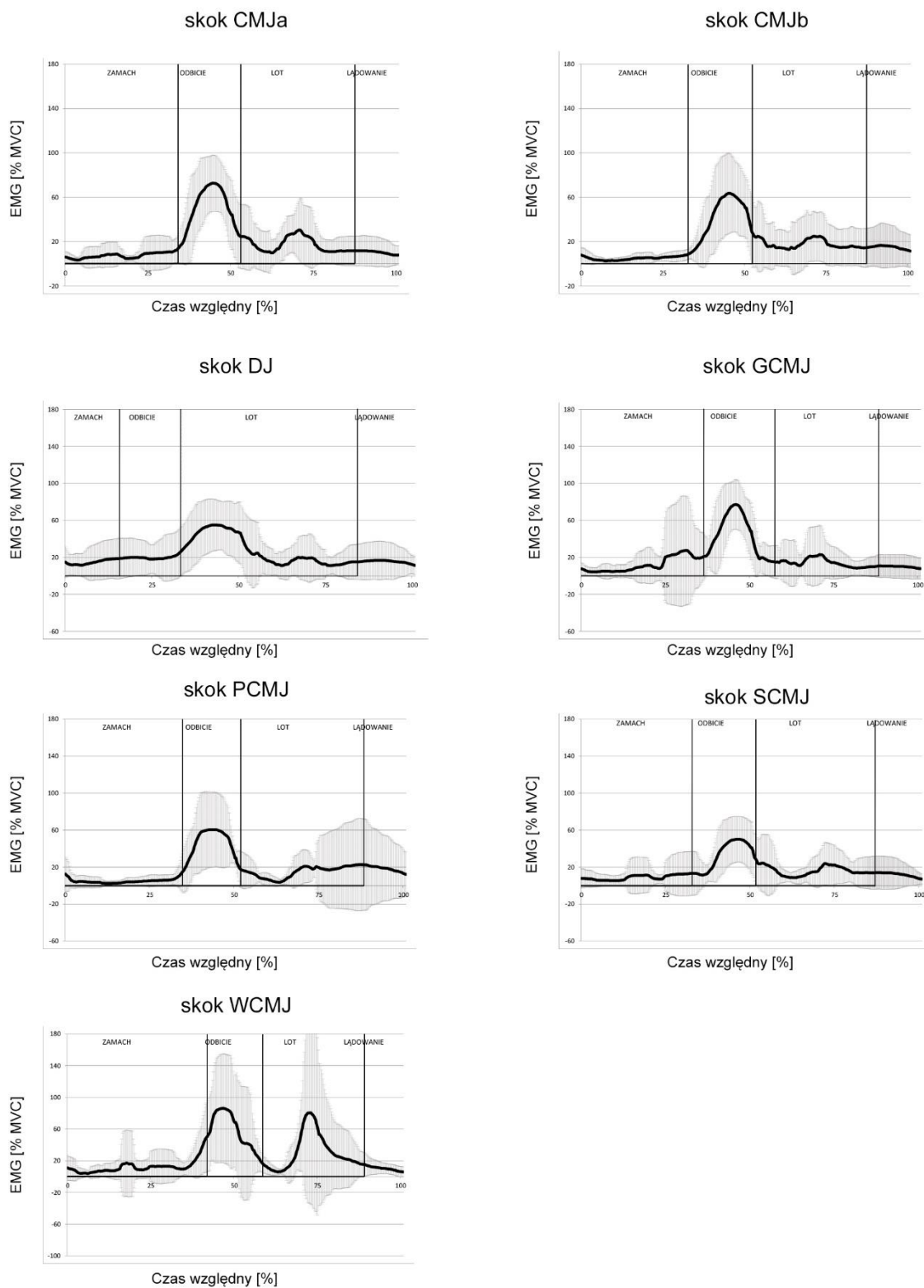
Ryc. 4.1.B. Średnie, znormalizowane liniowe obwiednie sygnałów EMG (w % MVC) mięśnia *brzuchatego łydki* (*gastrocnemius caput mediale* - G_{med}) różnego rodzaju skoku pionowego: CMJa – pierwszy skok z zamachem kończyn dolnych bez wymachu kończyn górnych, CMJb – drugi skok z zamachem kończyn dolnych bez wymachu kończyn górnych, DJ – skok w głąb bez wymachu kończyn górnych, GCMJ – skok z głębszym zamachem kończyn dolnych, PCMJ – skok z płytszym zamachem kończyn dolnych, SCMJ – skok specjalny, wykonany na polecenie „wyskocz tak, aby dotknąć głową zawieszoną poprzeczki”, WCMJ – skok z wymachem kończyn górnych.



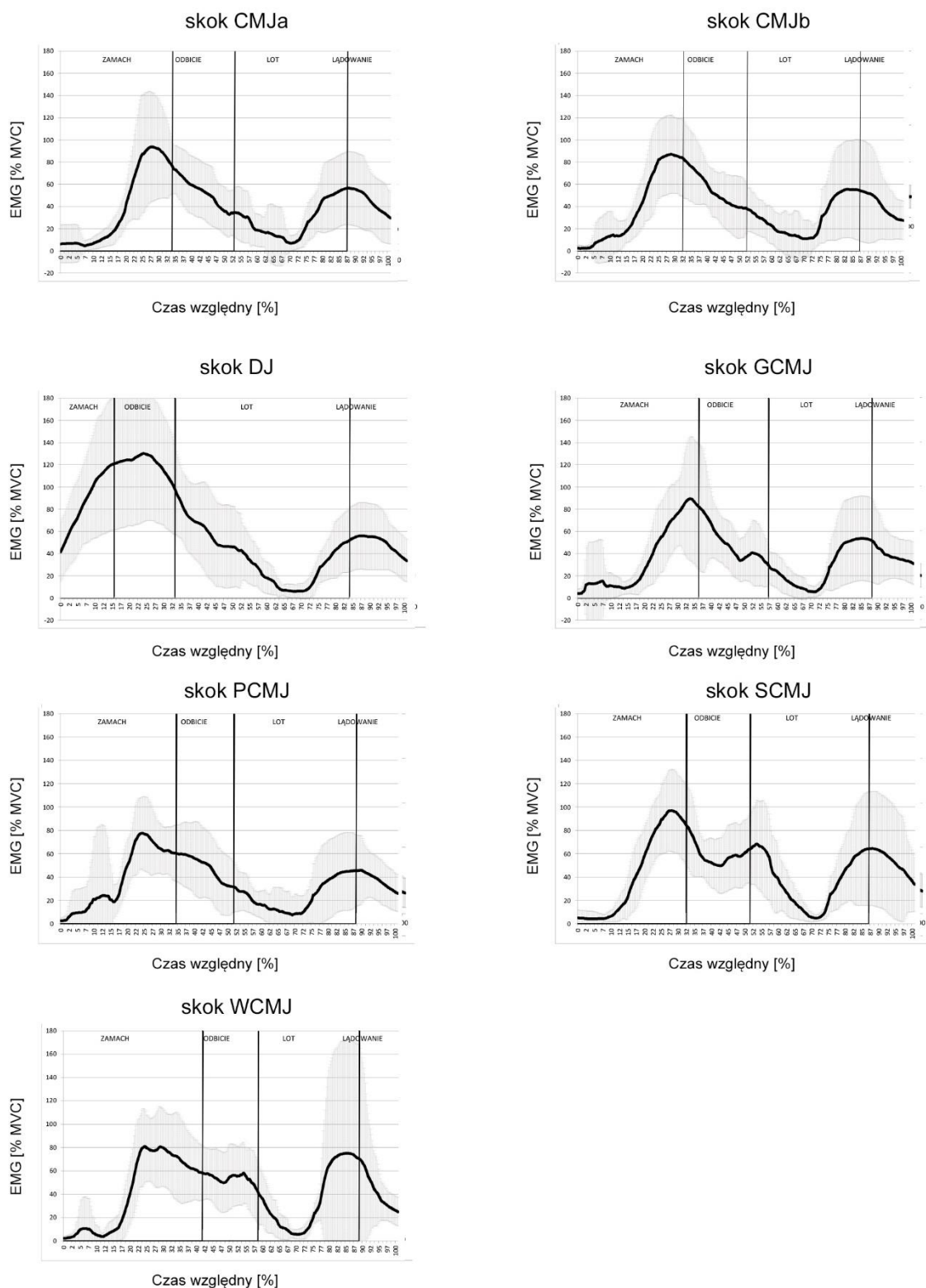
Ryc. 4.1.C. Średnie, znormalizowane liniowe obwiednie sygnałów EMG (w % MVC) mięśnia *prostego uda* (*rectus femoris* - RF) różnego rodzaju skoku pionowego: CMJa – pierwszy skok z zamachem kończyn dolnych bez wymachu kończyn górnych, CMJb – drugi skok z zamachem kończyn dolnych bez wymachu kończyn górnych, DJ – skok w głąb bez wymachu kończyn górnych, GCMJ – skok z głębszym zamachem kończyn dolnych, PCMJ – skok z płytszym zamachem kończyn dolnych, SCMJ – skok specjalny, wykonany na polecenie „wyskocz tak, aby dotknąć głowę zawieszanej poprzeczki”, WCMJ – skok z wymachem kończyn górnych.



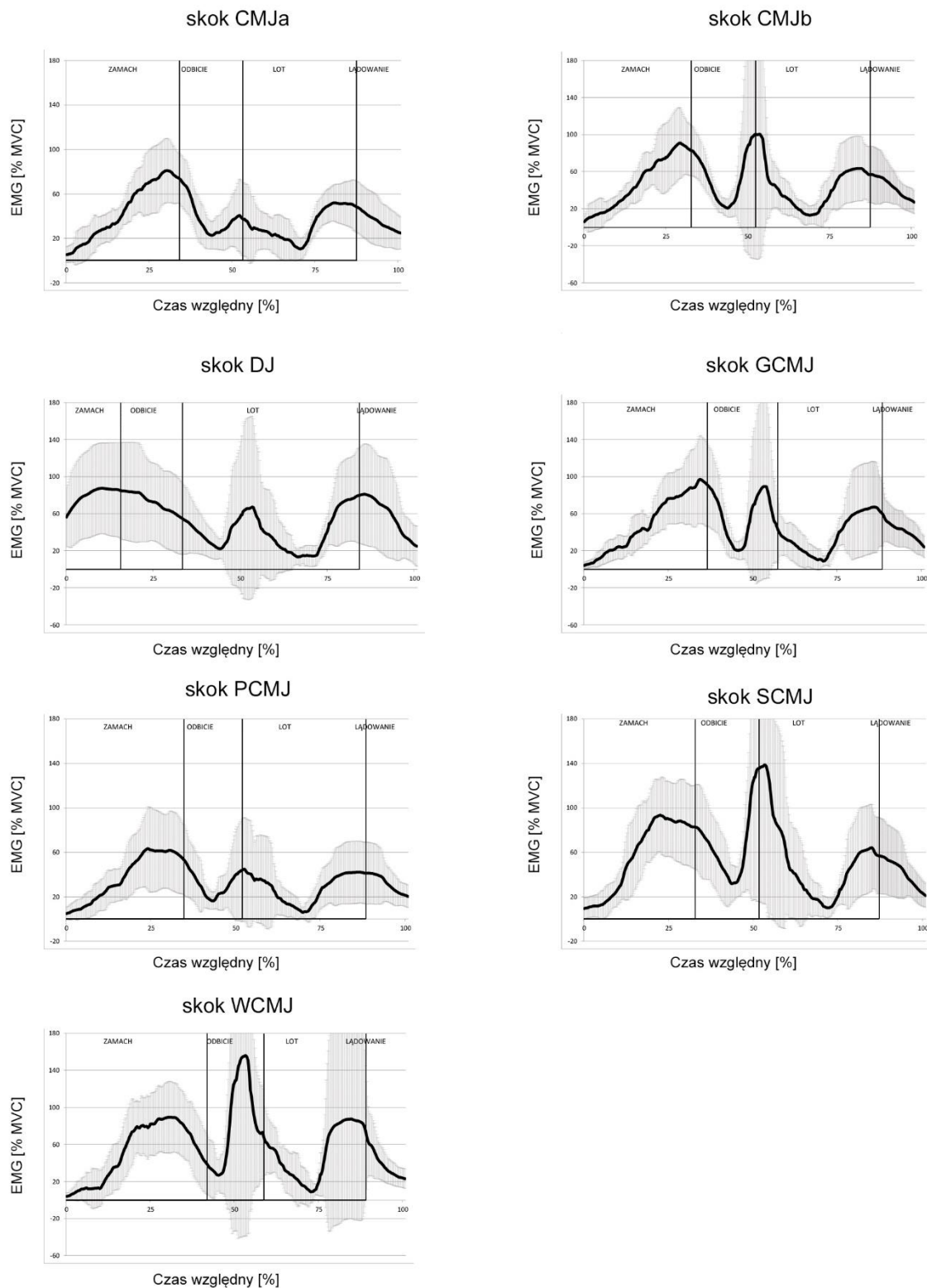
Ryc. 4.1.D. Średnie, znormalizowane liniowe obwiednie sygnałów EMG (w % MVC) mięśnia *dwugłowego uda* (*biceps femoris caput longum* - BF) różnego rodzaju skoku pionowego: CMJa – pierwszy skok z zamachem kończyn dolnych bez wymachu kończyn górnych, CMJb – drugi skok z zamachem kończyn dolnych bez wymachu kończyn górnych, DJ – skok w głąb bez wymachu kończyn górnych, GCMJ – skok z głębszym zamachem kończyn dolnych, PCMJ – skok z płytszym zamachem kończyn dolnych, SCMJ – skok specjalny, wykonany na polecenie „wyskocz tak, aby dotknąć głową zawieszanej poprzeczki”, WCMJ – skok z wymachem kończyn górnych.



Ryc. 4.1.E. Średnie, znormalizowane liniowe obwiednie sygnałów EMG (w % MVC) mięśnia *prostego brzucha* (*rectus abdominis* - RA) różnego rodzaju skoku pionowego: CMJa – pierwszy skok z zamachem kończyn dolnych bez wymachu kończyn górnych, CMJb – drugi skok z zamachem kończyn dolnych bez wymachu kończyn górnych, DJ – skok w głąb bez wymachu kończyn górnych, GCMJ – skok z głębszym zamachem kończyn dolnych, PCMJ – skok z płytszym zamachem kończyn dolnych, SCMJ – skok specjalny, wykonany na polecenie „wyskocz tak, aby dotknąć głowę zawieszanej poprzeczki”, WCMJ – skok z wymachem kończyn górnych.



Ryc. 4.1.F. Średnie, znormalizowane liniowe obwiednie sygnałów EMG (w % MVC) mięśnia *pośladkowego wielkiego* (*gluteus maximus* - G_{maks}) różnego rodzaju skoku pionowego: CMJa – pierwszy skok z zamachem kończyn dolnych bez wymachu kończyn górnych, CMJb – drugi skok z zamachem kończyn dolnych bez wymachu kończyn górnych, DJ – skok w głąb bez wymachu kończyn górnych, GCMJ – skok z głębszym zamachem kończyn dolnych, PCMJ – skok z płytszym zamachem kończyn dolnych, SCMJ – skok specjalny, wykonany na polecenie „wyskoż tak, aby dotknąć głową zawieszoną poprzeczkę”, WCMJ – skok z wymachem kończyn górnych.



Ryc. 4.1.G. Średnie, znormalizowane liniowe obwiednie sygnałów EMG (w % MVC) mięśnia *prostownika grzbietu* (*erector spinae* - ES) różnego rodzaju skoku pionowego: CMJa – pierwszy skok z zamachem kończyn dolnych bez wymachu kończyn górnych, CMJb – drugi skok z zamachem kończyn dolnych bez wymachu kończyn górnych, DJ – skok w głąb bez wymachu kończyn górnych, GCMJ – skok z głębszym zamachem kończyn dolnych, PCMJ – skok z płytszym zamachem kończyn dolnych, SCMJ – skok specjalny, wykonany na polecenie „wyskocz tak, aby dotknąć głową zawieszoną poprzeczkę”, WCMJ – skok z wymachem kończyn górnych.

Jednak nie kształty liniowych obwiedni EMG poszczególnych mięśni stanowiły podstawę do określenia podobieństw i różnic między skokami. Istotne statystyczne różnice w zaangażowaniu poszczególnych mięśni podczas skoku z zamachem kończyn dolnych a pozostałymi skokami, wykazano korzystając z nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxa. Dokonano tego zarówno dla całego ruchu, jak i kolejnych jego faz. Analizując aktywność siedmiu badanych mięśni w odniesieniu do całości skoku pionowego, ogólnie stwierdzono, że poszczególne skoki, tj. DJ, GCMJ, PCMJ, SCMJ i WCMJ, różnią się istotnie od CMJ. Wyniki tej analizy, dla lepszej przejrzystości pracy, zawarto w DODATKU (tab. D.1 – D.6). O wiele ciekawsze jest jednak przeprowadzenie takiej analizy oddzielnie dla każdej z faz.

Pierwszy a drugi skok z zamachem kończyn dolnych. W porównaniu pierwszego i drugiego skoku z zamachem kończyn dolnych (CMJa vs. CMJb) najwięcej (pięć) istotnych statystycznie różnic w aktywności poszczególnych mięśni wystąpiło w fazie odbicia (tab. 4.1.B) i lotu (tab. 4.1.C). Natomiast najmniej (dwie) dotyczą fazy zamachu (tab. 4.1.A). Jedynie w przypadku jednego mięśnia, tj. prostego brzucha, różnica okazała się statystycznie istotna we wszystkich czterech fazach.

Tabela 4.1.A. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxa dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC – ang. *Maximum Voluntary Contraction* – maksymalny dowolny skurcz) w fazie zamachu pierwszego i drugiego skoku z zamachem kończyn dolnych

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	p
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15	42	0,3066
Brzuchaty łudki	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15	18	0,0171*
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15	56	0,8203
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15	39	0,2330
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	11	9	0,0329*
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15	55	0,7764
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	14	28	0,1240

gdzie: EMG_{CMJa} – średnia wartość znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśnia w pierwszym skoku z zamachem kończyn dolnych,

EMG_{CMJb} – średnia wartość znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśnia w drugim skoku z zamachem kończyn dolnych,

T – wartość testu Wilcoxa dla grupy $N < 25$, * - poziom istotności $p < 0,05$.

Tabela 4.1.B. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) *w fazie odbicia* pierwszego i drugiego skoku z zamachem kończyn dolnych

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	p
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15	58	0,9010
Brzuchaty łudki	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15	0	0,0007*
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15	16	0,0125*
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15	11	0,0054*
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	13	0	0,0015*
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15	31	0,0995
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	14	0	0,0010*

Tabela 4.1.C. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) *w fazie lotu* pierwszego i drugiego skoku z zamachem kończyn dolnych

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	p
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15	2	0,0010*
Brzuchaty łudki	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15	38	0,2115
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15	10	0,0045*
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15	27	0,0609
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	11	0	0,0033*
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15	21	0,0268*
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	14	14	0,0157*

Tabela 4.1.D. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) *w fazie lądowania* pierwszego i drugiego skoku z zamachem kończyn dolnych

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	p
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15	19	0,0199*
Brzuchaty łudki	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15	22	0,0309*
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15	33	0,1252
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15	38	0,2115
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	11	5	0,0123*
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15	57	0,8647
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	14	21	0,0480*

Skok z zamachem kończyn dolnych vs. skok w głąb bez wymachu. Porównując pierwszy skok z zamachem kończyn dolnych (CMJa) ze skokiem w głąb (DJ), zasadniczo stwierdzono istotne statystycznie różnice w aktywności wszystkich mięśni w kolejnych czterech fazach (tab. 4.2.A, 4.2.B, 4.2.C i 4.2.D). Jedynie dla pojedynczych mięśni, w różnych fazach, różnice nie okazały się istotne statystycznie.

Tabela 4.2.A. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) w fazie *zamachu* skoków CMJa i DJ

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	p
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15	31	0,0995
Brzuchaty łydki	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15	0	0,0007*
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15	0	0,0007*
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15	19	0,0199*
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	11	3	0,0076*
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15	6	0,0022*
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	14	4	0,0023*

gdzie: EMG_{CMJa} – średnia wartość znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśnia w pierwszym skoku z zamachem kończyn dolnych,

EMG_{DJ} – średnia wartość znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśnia w skoku w głąb,

T – wartość testu Wilcoxona dla grupy $N < 25$, * - poziom istotności $p < 0,05$.

Tabela 4.2.B. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) w fazie *odbicia* skoków CMJa i DJ

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	p
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15	25	0,0468*
Brzuchaty łydki	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15	46	0,4265
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15	5	0,0018*
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15	45	0,3942
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	13	1	0,0019*
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15	5	0,0018*
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	14	1	0,0012*

Tabela 4.2.C. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) w fazie *lotu* skoków CMJa i DJ

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	p
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15	0	0,0007*
Brzuchaty łydki	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15	0	0,0007*
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15	0	0,0007*
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15	0	0,0007*
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	11	24	0,4236
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15	0	0,0007*
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	14	5	0,0029*

Tabela 4.2.D. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) w fazie *lądowania* skoków CMJa i DJ

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	p
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15	37	0,1914
Brzuchaty łydki	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15	0	0,0007*
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15	0	0,0007*
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15	0	0,0007*
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	11	1	0,0044*
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15	13	0,0076*
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	14	4	0,0023*

Skok z zamachem vs. skok z głębszym zamachem. Porównanie skoku z zamachem kończyn dolnych (CMJa) ze skokiem z głębszym zamachem (GCMJ) wykazało statystyczną istotność różnic w aktywności poszczególnych mięśni jedynie w fazie odbicia (tab. 4.3.B). Wyjątkiem są mięśnie TA i RF, dla których różnica nie jest istotna. Natomiast w fazie zamachu tych dwóch skoków (tab. 4.3.A) różnice aktywności większości mięśni są nieistotne statystycznie. Wyjątkiem jest G_{med} , dla którego różnica jest istotna. W fazie lotu i lądowania (tab. 4.3.C i 4.3.D) dla pewnych mięśni różnice te są istotne statystycznie, a dla innych nie.

Tabela 4.3.A. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcozona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) w **fazie zamachu** skoków CMJa i GCMJ

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	P
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15	36	0,1728
Brzuchaty łydki	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15	5	0,0018*
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15	28	0,0691
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15	60	1,0000
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	11	22	0,3281
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15	28	0,0691
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	14	28	0,1240

gdzie: EMG_{CMJa} – średnia wartość znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśnia w pierwszym skoku z zamachem kończyn dolnych,

EMG_{GCMJ} – średnia wartość znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśnia w skoku z głębszym zamachem,

T – wartość testu Wilcozona dla grupy $N < 25$, * - poziom istotności $p < 0,05$.

Tabela 4.3.B. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcozona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) w **fazie odbicia** skoków CMJa i GCMJ

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	P
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15	34	0,1398
Brzuchaty łydki	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15	0	0,0007*
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15	34	0,1398
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15	17	0,0146*
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	13	1	0,0019*
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15	14	0,0090*
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	14	0	0,0010*

Tabela 4.3.C. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcozona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) w **fazie lotu** skoków CMJa i GCMJ

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	P
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15	2	0,0010*
Brzuchaty łydki	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15	29	0,0783
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15	5	0,0018*
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15	59	0,9547
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	11	17	0,1549
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15	18	0,0171*
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	14	18	0,0303*

Tabela 4.3.D. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcozona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) w fazie lądowania skoków CMJa i GCMJ

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	P
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15	30	0,0884
Brzuchaty łydki	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15	27	0,0609
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15	18	0,0171*
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15	31	0,0995
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	11	25	0,4769
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15	48	0,4955
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	14	19	0,0355*

Skok z zamachem vs. skok z płytszym zamachem. W porównaniu drugiego skoku z zamachem kończyn dolnych (CMJb) ze skokiem z płytszym zamachem (PCMJ) jedynie w fazie odbicia różnice w aktywności poszczególnych mięśni okazały się statystycznie istotne (tab. 4.4.B). Wyjątkiem jest tylko mięsień G_{maks} , dla którego zanotowana różnica nie okazała się znamienna. W pozostałych trzech fazach tych skoków, zanotowane różnice najczęściej nie były statystycznie istotne.

Tabela 4.4.A. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcozona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) w fazie zamachu skoków CMJb i PCMJ

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	P
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15	17	0,0146*
Brzuchaty łydki	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15	30	0,0884
Prosty uda	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15	31	0,0995
Dwugłowy uda	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15	51	0,6092
Prosty brzucha	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	11	31	0,8589
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15	54	0,7333
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	14	21	0,0480*

gdzie: EMG_{CMJb} – średnia wartość znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśnia w pierwszym skoku z zamachem kończyn dolnych,

EMG_{PCMJ} – średnia wartość znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśnia w skoku z płytszym zamachem,

T – wartość testu Wilcozona dla grupy $N < 25$, * - poziom istotności $p < 0,05$.

Tabela 4.4.B. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcozona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) w fazie odbicia skoków CMJb i PCMJ

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	P
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15	20	0,0231*
Brzuchaty łydki	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15	0	0,0007*
Prosty uda	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15	21	0,0268*
Dwugłowy uda	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15	9	0,0038*
Prosty brzucha	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	13	0	0,0015*
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15	44	0,3635
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	14	19	0,0355*

Tabela 4.4.C. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcozona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) w fazie lotu skoków CMJb i PCMJ

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	P
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15	39	0,2330
Brzuchaty łydki	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15	41	0,2805
Prosty uda	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15	25	0,0468*
Dwugłowy uda	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15	30	0,0884
Prosty brzucha	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	11	6	0,0164*
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15	27	0,0609
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	14	34	0,2455

Tabela 4.4.D. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcozona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) w fazie lądowania skoków CMJb i PCMJ

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	P
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15	11	0,0054*
Brzuchaty łydki	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15	9	0,0038*
Prosty uda	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15	35	0,1556
Dwugłowy uda	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15	43	0,3343
Prosty brzucha	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	11	20	0,2477
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15	54	0,7333
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	14	44	0,5936

Skok z zamachem vs. skok specjalny. Porównując skok z zamachem kończyn dolnych (CMJa) ze skokiem specjalnym, wykonanym tak, aby głową dotknąć zawieszonyj poprzeczki (SCMJ), zauważono, że w kolejnych fazach, dla co najmniej czterech mięśni, stwierdzona aktywność różniła się statystycznie istotnie (tab. 4.5.B – 4.5.D). Wyjątkiem jest jedynie faza zamachu, w której tylko dla dwóch mięśni różnica ta była znamienna (tab. 4.5.A).

Tabela 4.5.A. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcozona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) w fazie zamachu skoków CMJa i SCMJ

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	P
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15	18	0,0171*
Brzuchaty łydki	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15	52	0,6410
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15	29	0,0783
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15	28	0,0691
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	11	26	0,5337
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15	34	0,1398
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	14	4	0,0023*

gdzie: EMG_{CMJa} – średnia wartość znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśnia w pierwszym skoku z zamachem kończyn dolnych,

EMG_{SCMJ} – średnia wartość znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśnia w skoku specjalnym,

T – wartość testu Wilcozona dla grupy $N < 25$, * - poziom istotności $p < 0,05$.

Tabela 4.5.B. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcozona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) *w fazie odbicia* skoków CMJa i SCMJ

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	P
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15	25	0,0468*
Brzuchaty łydki	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15	0	0,0007*
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15	38	0,2115
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15	18	0,0171*
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	13	0	0,0015*
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15	40	0,2560
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	14	0	0,0001*

Tabela 4.5.C. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcozona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) *w fazie lotu* skoków CMJa i SCMJ

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	P
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15	0	0,0007*
Brzuchaty łydki	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15	57	0,8647
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15	3	0,0012*
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15	32	0,1118
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	11	9	0,0329*
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15	8	0,0031*
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	14	12	0,0110*

Tabela 4.5.D. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcozona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) *w fazie lądowania* skoków CMJa i SCMJ

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	P
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15	31	0,0995
Brzuchaty łydki	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15	13	0,0076*
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15	17	0,0146*
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15	22	0,0309*
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	11	25	0,4769
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15	53	0,6909
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	14	10	0,0076*

Skok z zamachem kończyn dolnych vs. skok z wymachem kończyn górnych.

W porównaniu skoku z zamachem kończyn dolnych (CMJa) ze skokiem z wymachem kończyn górnych (WCMJ) najczęściej różnice w aktywności mięśni w kolejnych fazach okazywały się statystycznie istotne (tab. 4.6.A – 4.6.D). Jednak zdarzały się również, w przypadku różnych mięśni, różnice nieistotne statystycznie. Dwa razy dotyczyło to mięśnia prostego uda, dwugłowego uda i prostego brzucha, a aż trzy razy pośladkowego wielkiego.

Tabela 4.6.A. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcozona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) w fazie *zamachu* skoków CMJa i WCMJ

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadk.	T	P
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15	18	0,0171*
Brzuchaty łydki	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15	14	0,0009*
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15	48	0,4955
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15	28	0,0691
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	11	9	0,0329*
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15	45	0,3942
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	14	10	0,0076*

gdzie: EMG_{CMJa} – średnia wartość znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśnia w pierwszym skoku z zamachem kończyn dolnych,

EMG_{WCMJ} – średnia wartość znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśnia w skoku z wymachem kończyn górnych,

T – wartość testu Wilcozona dla grupy $N < 25$, * - poziom istotności $p < 0,05$.

Tabela 4.6.B. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcozona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) w fazie odbicia skoków CMJ i WCMJ

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadk.	T	P
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15	18	0,0171*
Brzuchaty łydki	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15	1	0,0008*
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15	26	0,0535
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15	28	0,0691
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	13	0	0,0015*
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15	37	0,1914
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	14	0	0,0010*

Tabela 4.6.C. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcozona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) w fazie lotu skoków CMJa i WCMJ

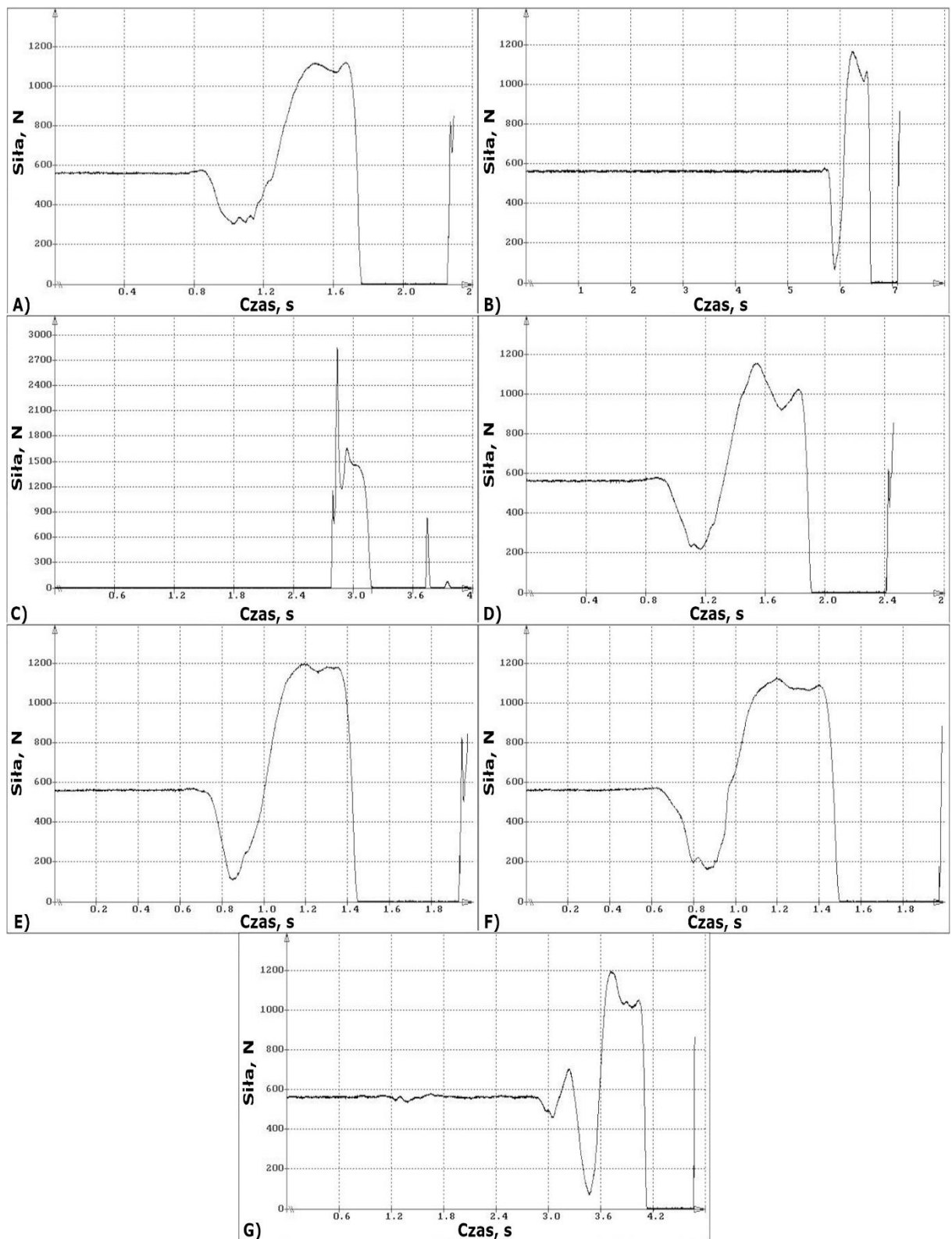
Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadk.	T	P
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15	10	0,0045*
Brzuchaty łydki	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15	24	0,0409*
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15	1	0,0008*
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15	25	0,0468*
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	11	28	0,6566
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15	8	0,0031*
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	14	7	0,0043*

Tabela 4.6.D. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) w fazie lądowania skoków CMJa i WCMJ

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadk.	T	P
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15	11	0,0054*
Brzuchaty łydki	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15	1	0,0008*
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15	20	0,0231*
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15	16	0,0125*
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	11	16	0,1307
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15	58	0,9096
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	14	7	0,0043*

4.2. CHARAKTERYSTYKI CZASOWE I WYBRANE PARAMETRY UZYSKANE Z PLATFORMY SIŁY

Odzwierciedleniem stopnia zaangażowania mięśni kończyn dolnych, tułowia a w przypadku skoku z wymachem (WCMJ), także kończyn górnych, główną przyczyną ruchu skaczących osób, są przebiegi i wartości sił reakcji podłoża, rozwijane w czasie wykonywania skoków. Charakterystyczne czasowe zapisy pionowej siły reakcji podłoża każdego skoku, składające się na jego zewnętrzną dynamiczną strukturę, przykładowej zawodniczki, przedstawiają ryciny 4.2.A – 4.2.G.



Ryc. 4.2. Pionowa składowa siły reakcji podłoża (N) przykładowej zawodniczki w różnego rodzaju skoku pionowego: A) pierwszy skok z zamachem kończyn dolnych bez wymachu kończyn górnych (CMJa), B) drugi skok z zamachem kończyn dolnych bez wymachu kończyn górnych (CMJb), C) skok w głąb bez wymachu (DJ), D) skok z głębszym zamachem kończyn dolnych (GCMJ), E) skok z płytszym zamachem kończyn dolnych (PCMJ), F) skok specjalny, wykonany na polecenie „wyskoż tak, aby dotknąć głową zawieszoną poprzeczkę” (SCMJ), G) skok z wymachem kończyn górnych (WCMJ).

Uzyskane z tych zapisów główne parametry wskazują na wyraźne różnice w sposobie wykonania poszczególnych skoków. Można to ustalić na podstawie uśrednionych wartości tych parametrów dla wszystkich zawodniczek, zawartych w tabeli 4.7²¹, a przede wszystkim w oparciu o wyniki przeprowadzonej analizy statystycznej (tab. 4.8 – 4.13).

Tabela 4.7. Średnie (*Mean*) i ich odchylenia standardowe (*SD*) głównych parametrów dynamicznych i kinematycznych, uzyskanych z platformy siły. Liczba badanych $N = 15$

Parametr		CMJa	CMJb	DJ	GCMJ	PCMJ	SCMJ	WCMJ
P_{maks} [W]	<i>Mean</i>	1499,8	1475,3	2257,8	1322,7	1706,5	1515,3	1842,7
	<i>SD</i>	68,4	61,6	220,6	43,7	94,6	58,1	84,9
P_{sr} [W]	<i>Mean</i>	879,1	877,1	1454,4	703,6	1044,9	924,6	965,5
	<i>SD</i>	49,6	50,8	138,6	35,1	64,0	43,8	65,3
h [m]	<i>Mean</i>	0,302	0,302	0,309	0,302	0,281	0,313	0,372
	<i>SD</i>	0,009	0,008	0,012	0,007	0,011	0,008	0,012
t_{zam} [ms]	<i>Mean</i>	440	414	149	511	381	422	709
	<i>SD</i>	41	30	15	38	31	36	48
t_{odb} [ms]	<i>Mean</i>	239	240	162	299	188	235	272
	<i>SD</i>	11	13	15	14	14	10	17
t_{lotu} [ms]	<i>Mean</i>	505	507	514	508	486	515	568
	<i>SD</i>	7	5	9	5	9	7	17
d_{zam} [m]	<i>Mean</i>	0,320	0,325	0,241	0,394	0,253	0,328	0,380
	<i>SD</i>	0,016	0,016	0,021	0,017	0,020	0,014	0,018

gdzie: P_{maks} – moc maksymalna w fazie odbicia, P_{sr} – moc średnia w fazie odbicia, h – wielkość wysokości, t_{zam} – czas fazy zamachu, t_{odb} – czas fazy odbicia, t_{lotu} – czas fazy lotu, d_{zam} – głębokość zamachu,

Jednym z najważniejszych, będącym kryterium skuteczności techniki ruchu²², parametrem skoku pionowego jest prędkość wylotu, warunkująca wielkość wysokości – wielkość uniesienia (przemieszczania) ciała w locie (h). Największe średnie pionowe przemieszczenie osoby skaczącej w locie zanotowano w **skoku z wymachem**, a wynosiło $0,372 \pm 0,012$ m, wyraźnie mniejsze było w **skoku specjalnym** ($0,313 \pm 0,008$ m), nieco mniejsze jeszcze w **skoku w głąb** ($0,309 \pm 0,012$ m), a wyraźnie najmniejsze w **skoku z płytszym zamachem** ($0,281 \pm 0,011$ m). W pozostałych skokach (CMJa, CMJb i GCMJ) parametr ten był identyczny i wynosił $0,302 \pm 0,008$ m.

Pierwszy a drugi skok z zamachem kończyn dolnych. Zestawiając główne parametry kinetyczne i kinematyczne dla skoków CMJa i CMJb zauważa się, że są bardzo podobne, w zasadzie nie różnią się znacząco wartościami (te różnice nie są statystycznie istotne; tab. 4.8). Wyjątkiem jest jedynie czas fazy zamachu (t_{zam}), który w CMJa jest istotnie dłuższy.

²¹ Niewiele różniły się uśrednione wartości tych parametrów dla liczebności $N = 15$, co przedstawia zawarta w DODATKU tabela D.7.

²² „Kryteria skuteczności (efektywności) techniki ruchu to zespół parametrów (wielkości), na podstawie których można dokonać ilościowej oceny określonej czynności ruchowej, biorąc pod uwagę sprawne (pewne) osiągnięcie wyznaczonego celu” [Król, 2016; s. 262].

Tabela 4.8. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcozona wybranych dynamicznych i kinematycznych parametrów uzyskanych z platformy siły skoków CMJa i CMJb

Parametr	Para zmiennych	N ważnych przypadk.	Z	p
Moc maksymalna	$Pmaks_{CMJa}; Pmaks_{CMJb}$	28	1,87	0,0619
Moc średnia	$Pśr_{CMJa}; Pśr_{CMJb}$	27	0,17	0,8664
Wielkość wysoku	$h_{CMJa}; h_{CMJb}$	28	0,00	1,0000
Czas zamachu	$tzam_{CMJa}; tzam_{CMJb}$	28	3,11	0,0019*
Czas odbicia	$todb_{CMJa}; todb_{CMJb}$	28	0,41	0,6819
Czas lotu	$tlot_{CMJa}; tlot_{CMJb}$	28	1,59	0,1109
Głębokość zamachu	$dzam_{CMJa}; dzam_{CMJb}$	28	0,88	0,3807

gdzie: Z – wartość testu Wilcozona dla grupy $N > 25$, * - poziom istotności $p < 0,05$.

Skok z zamachem kończyn dolnych vs. skok w głąb bez wymachu. W porównaniu ze skokiem CMJa prawie wszystkie parametry w DJ różniły się istotnie (tab. 4.9). Jedynie wielkość uniesienia ciała wykazała tendencję statystyczną ($p = 0,0502$). Moc maksymalna i średnia podczas odbicia, wielkość uniesienia ciała i czas lotu były w DJ większe, zaś pozostałe dwa parametry, tj. głębokość zamachu (inaczej przysiadu – d_{zam}) i jego czas osiągały wartość mniejszą.

Tabela 4.9. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcozona wybranych dynamicznych i kinematycznych parametrów uzyskanych z platformy siły skoków CMJa i DJ

Parametr	Para zmiennych	N ważnych przypadk.	Z	p
Moc maksymalna	$Pmaks_{CMJa}; Pmaks_{DJ}$	28	4,46	0,0001*
Moc średnia	$Pśr_{CMJa}; Pśr_{DJ}$	27	4,63	0,0001*
Wielkość wysoku	$h_{CMJa}; h_{DJ}$	28	1,96	0,0502
Czas zamachu	$tzam_{CMJa}; tzam_{DJ}$	28	4,63	0,0001*
Czas odbicia	$todb_{CMJa}; todb_{DJ}$	28	4,55	0,0001*
Czas lotu	$tlot_{CMJa}; tlot_{DJ}$	28	3,01	0,0026*
Głębokość zamachu	$dzam_{CMJa}; dzam_{DJ}$	28	2,73	0,0063*

Skok z zamachem vs. skok z głębszym zamachem. W zasadzie wartości parametrów CMJa i GCMJ różniły się, jeśli ująć to statystycznie (tab. 4.10). Wyjątkiem była tylko wielkość uniesienia ciała i czas fazy lotu. Większy o 7 cm i dłużej trwający (o 70 ms) zamach w GCMJ (tab. 4.7), wpłynął również na czasowe wydłużenie fazy odbicia. Przez to zmniejszyła się zarówno moc maksymalna jak i średnia w tej fazie. Natomiast wielkość wysoku i czas fazy lotu były podobne.

Tabela 4.10. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxona wybranych dynamicznych i kinematycznych parametrów uzyskanych z platformy siły skoków CMJa i GCMJ

Parametr	Para zmiennych	N ważnych przypadk.	Z	p
Moc maksymalna	$Pmaks_{CMJa}; Pmaks_{GCMJ}$	28	4,63	0,0001*
Moc średnia	$Pśr_{CMJa}; Pśr_{GCMJ}$	28	4,63	0,0001*
Wielkość wysoku	$h_{CMJa}; h_{GCMJ}$	28	0,57	0,5692
Czas zamachu	$tzam_{CMJa}; tzam_{GCMJ}$	28	4,51	0,0001*
Czas odbicia	$todb_{CMJa}; todb_{GCMJ}$	28	4,63	0,0001*
Czas lotu	$tlot_{CMJa}; tlot_{GCMJ}$	28	1,96	0,0502
Głębokość zamachu	$dzam_{CMJa}; dzam_{GCMJ}$	28	4,63	0,0001*

Skok z zamachem vs. skok z płytszym zamachem. Porównując skok z zamachem (CMJb) i skok z płytszym zamachem (PCMJ) okazało się, że wartości wszystkich analizowanych parametrów różniły się istotnie statystycznie (tab. 4.11). W PCMJ mniejszy o 7 cm i trwający krócej (o 33 ms) zamach (tab.4.7), spowodował czasowe skrócenie fazy odbicia, a przez to wyraźne zwiększenie mocy maksymalnej i średniej rozwijanych w tej fazie. Nie pozwoliło to jednak na uzyskanie porównywalnej wielkości uniesienia ciała i czasu lotu, do tych zanotowanych w skoku CMJb.

Tabela 4.11. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxona wybranych dynamicznych i kinematycznych parametrów uzyskanych z platformy siły skoków CMJb i PCMJ

Parametr	Para zmiennych	N ważnych przypadk.	Z	p
Moc maksymalna	$Pmaks_{CMJb}; Pmaks_{PCMJ}$	28	4,55	0,0001*
Moc średnia	$Pśr_{CMJb}; Pśr_{PCMJ}$	28	4,51	0,0001*
Wielkość wysoku	$h_{CMJb}; h_{PCMJ}$	28	4,60	0,0001*
Czas zamachu	$tzam_{CMJb}; tzam_{PCMJ}$	28	3,24	0,0012*
Czas odbicia	$todb_{CMJb}; todb_{PCMJ}$	28	4,55	0,0001*
Czas lotu	$tlot_{CMJb}; tlot_{PCMJ}$	28	4,29	0,0001*
Głębokość zamachu	$dzam_{CMJb}; dzam_{PCMJ}$	28	4,53	0,0001*

Skok z zamachem vs. skok specjalny. Zestawienie parametrów skoku z zamachem (CMJa) i skoku specjalnego (SCMJ), w którym zalecano zawodniczkom wyskoczyć tak, aby dotknęły głową zawieszoną poprzeczkę (zmotywowanie), wykazało, że mimo podobnej głębokości zamachu oraz czasu zamachu i odbicia (tab. 4.7), wartości podstawowego kryterium skuteczności techniki, tj. wielkości wysoku oraz rzecz jasna czasu lotu, ale także mocy średniej, były w SCMJ istotnie (znamiennie) większe (tab. 4.12).

Tabela 4.12. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxona wybranych dynamicznych i kinematycznych parametrów uzyskanych z platformy siły skoków CMJa i SCMJ

Parametr	Para zmiennych	N ważnych przypadk.	Z	p
Moc maksymalna	$Pmaks_{CMJa}; Pmaks_{SCMJ}$	28	0,66	0,5090
Moc średnia	$Pśr_{CMJa}; Pśr_{SCMJ}$	28	2,64	0,0083*
Wielkość wysoku	$h_{CMJa}; h_{SCMJ}$	28	3,55	0,0004*
Czas zamachu	$tzam_{CMJa}; tzam_{SCMJ}$	28	1,62	0,1059
Czas odbicia	$todb_{CMJa}; todb_{SCMJ}$	28	0,96	0,3389
Czas lotu	$tlot_{CMJa}; tlot_{SCMJ}$	28	3,73	0,0002*
Głębokość zamachu	$dzam_{CMJa}; dzam_{SCMJ}$	28	0,10	0,9184

Skok z zamachem kończyn dolnych vs. skok z wymachem kończyn górnych. Wszystkie parametry skoku z wymachem kończyn górnych (WCMJ) istotnie różniły się od tych uzyskanych w skoku z zamachem kończyn dolnych (CMJa) (tab. 4.13). Wskutek zwiększonej o 6 cm i czasowo wydłużonej o 269 ms fazy zamachu, w WCMJ (tab. 4.7) wydłużyła się o 33 ms faza odbicia. Spowodowało to wyraźny wzrost mocy maksymalnej i średniej, a co ważniejsze zwiększenie wielkości wysoku, a tym samym czasu fazy lotu.

Tabela 4.13. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxona wybranych dynamicznych i kinematycznych parametrów uzyskanych z platformy siły skoków CMJa i WCMJ

Parametr	Para zmiennych	N ważnych przypadk.	Z	p
Moc maksymalna	$Pmaks_{CMJa}; Pmaks_{SCMJ}$	28	4,62	0,0001*
Moc średnia	$Pśr_{CMJa}; Pśr_{SCMJ}$	28	3,14	0,0017*
Wielkość wysoku	$h_{CMJa}; h_{SCMJ}$	28	4,62	0,0001*
Czas zamachu	$tzam_{CMJa}; tzam_{SCMJ}$	28	4,62	0,0001*
Czas odbicia	$todb_{CMJa}; todb_{SCMJ}$	28	4,08	0,0001*
Czas lotu	$tlot_{CMJa}; tlot_{SCMJ}$	28	4,62	0,0001*
Głębokość zamachu	$dzam_{CMJa}; dzam_{SCMJ}$	28	4,37	0,0001*

4.3. KINEMATYKA SKOKÓW OKREŚLONA OPTOELEKTRONICZNYM SYSTEMEM SMART

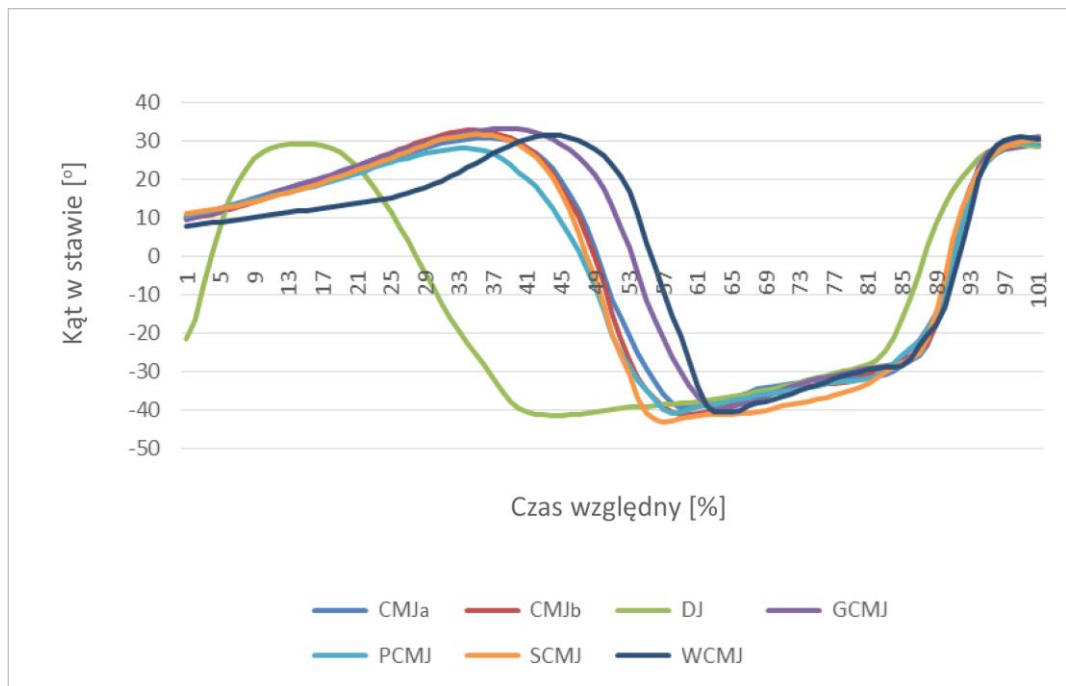
Porównując podstawowe kryterium skuteczności techniki skoków, tj. wielkość wysoku (h), wyliczoną z prędkość wylotu (v_{maks}), a określoną za pomocą optoelektronicznego systemu SMART (tab. 4.14), z tym samym parametrem uzyskanym przy użyciu platformy Kistlera (tab. 4.7), zauważa się pewną prawidłowość. Co prawda wielkość uniesienia ciała w locie, określona oprogramowaniem SMART, okazała się o kilka (3 do 6 cm) większa, jednak trend zmian tego parametru jest dla niemal wszystkich skoków zachowany. Wyjątkiem jest jedynie skok WCMJ, w którym wielkość wysoku, określona systemem SMART, była wyraźnie mniejsza. Prawdopodobnie jest to wynikiem większych niedokładności, jakie

w przypadku kilku siatkarek powstały na etapie rejestracji położenia markerów, co było spowodowane nienaturalnym wymachem kończyn górnych. Wskazują na to wyliczone, jednak nie prezentowane w pracy, charakterystyki prędkości kilku zawodniczek i wyraźnie większe wartości SD w tym skoku (tab. 4.14). W tej sytuacji, bardziej wiarygodne wydają się dane dynamograficzne. Podobnie dużą zgodność, co do prędkości wylotu (v_{maks}) uzyskanej tymi samymi narzędziami, zanotowała, w odniesieniu do prostych skoków akrobatycznych, Klyszcz-Morciniak [2015]. W jej przypadku, średnia prędkość gimnastyczek w chwili *takeoff* skoku pionowego (tu nazwanego WCMJ), uzyskana z platformy siły wynosiła $2,70 \pm 0,21$ m/s, a systemem SMART $2,68 \pm 0,18$ m/s. Stąd, zanotowane w jej badaniach, różnice w wielkości wyskoku były jeszcze mniejsze i wynosiły w poszczególnych skokach od 1 do 2 cm.

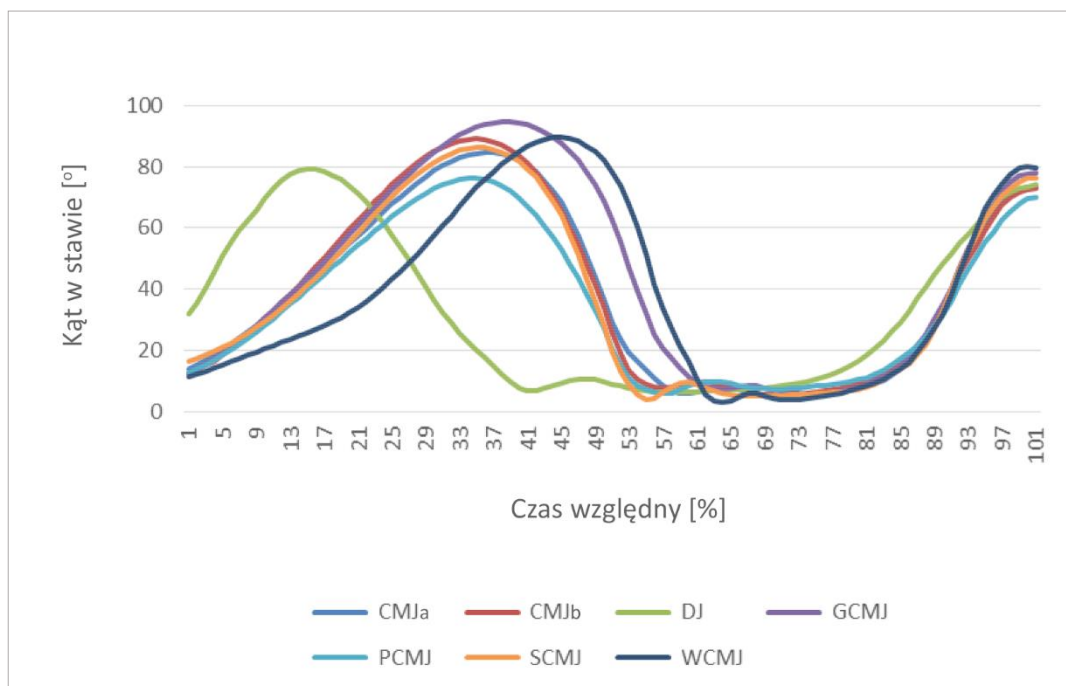
Tabela 4.14. Prędkość wylotu (v_{maks}) w końcu fazy odbicia oraz wielkość wyskoku (h) poszczególnych skoków pionowych, określona z wykorzystaniem optoelektronicznego systemu SMART. Liczba badanych $N=15$

Parametr	Rodzaj skoku pionowego													
	CMJa		CMJb		DJ		GCMJ		PCMJ		SCMJ		WCMJ	
	Mean ±SD	Mean ±SD	Mean ±SD	Mean ±SD	Mean ±SD	Mean ±SD	Mean ±SD	Mean ±SD	Mean ±SD	Mean ±SD	Mean ±SD	Mean ±SD	Mean ±SD	
v_{maks} [m/s]	2,57 0,13	2,61 0,13	2,68 0,18	2,58 0,13	2,53 0,14	2,67 0,19	2,58 0,27							
h [m]	0,34 0,06	0,35 0,06	0,37 0,07	0,34 0,06	0,33 0,06	0,36 0,08	0,34 0,09							

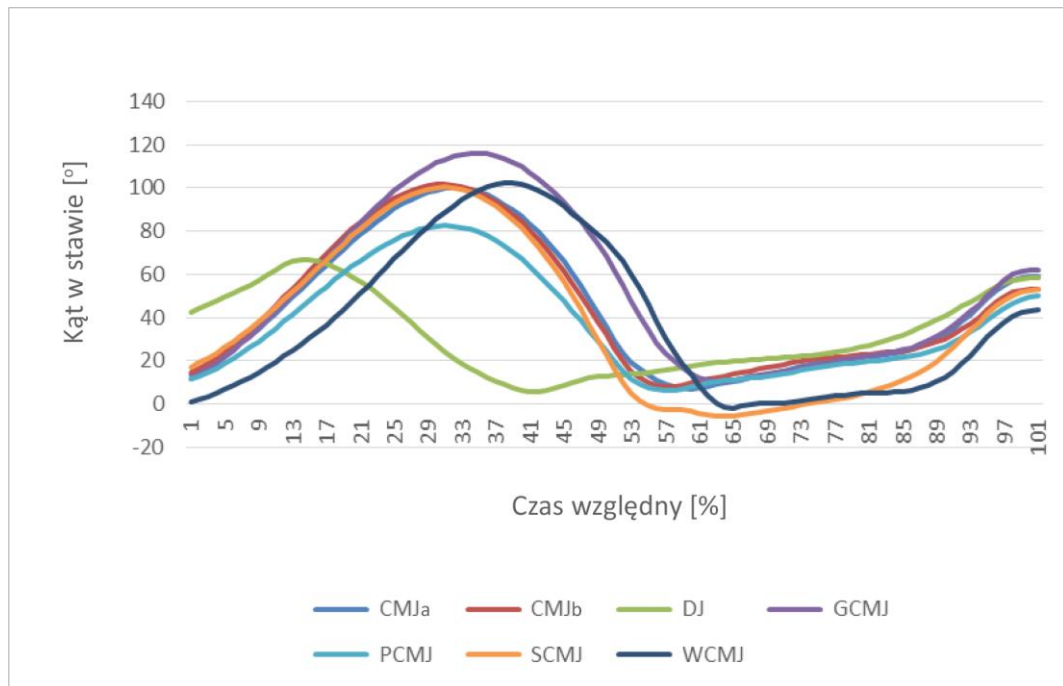
Kolejną informację, o sposobie wykonania poszczególnych skoków, zawierają charakterystyki czasowe kątów względnych w stawach kończyn dolnych (ryc. 4.3, 4.4 i 4.5), które składają się na **strukturę zewnętrzną – kinematyczną ruchu** (podrozdział 1.1.1; ryc. 1.1). Największe wizualne różnice, w porównaniu ze skokiem z zamachem kończyn dolnych (CMJ), zauważa się, co nie jest zaskoczeniem, w odniesieniu do skoku w głąb (DJ – kolor zielony). Należy to łączyć z dużą odmiennością zapisów EMG mięśni kończyn dolnych, podczas wykonywania tych skoków, co wykazano w rozdziale 4.1. Uśrednione ($Mean \pm SD$) charakterystyki czasowe kątów w stawach wszystkie skoków na tle wykresów skoku CMJ, z uwagi na ich obszerność, zawarto w DODATKU.



Ryc. 4.3. Uśrednione i znormalizowane czasowo [%] charakterystyki kąta względnego [°] w stawie skokowym poszczególnych skoków pionowych.



Ryc. 4.4. Uśrednione i znormalizowane czasowo [%] charakterystyki kąta względnego [°] w stawie kolanowym poszczególnych skoków pionowych.



Ryc. 4.5. Uśrednione i znormalizowane czasowo [%] charakterystyki kąta względnego [°] w stawie biodrowym poszczególnych skoków pionowych.

Swego rodzaju „zakres ruchu”²³ stawów kończyn dolnych w kolejnych dwóch fazach poszczególnych skoków przedstawiono w tabelach 4.15 i 4.16. W wyniku przeprowadzonej analizy statystycznej okazało się, że w **fazie zamachu** (tab. 4.17) prawie wszystkie różnice w odniesieniu do zakresu ruchu stawów kończyny dolnej, między skokiem CMJ a pozostałymi skokami, są istotne. Wyjątkiem jest SCMJ – w każdym z trzech stawów tego skoku, zakres ruchu w fazie zamachu był porównywalny do tego, jaki uzyskano w CMJ. Ponadto nieistotna statystycznie okazała się różnica zakresu ruchu w stawie biodrowym między skokiem CMJa i CMJb.

Tabela 4.15. Średnia (*Mean*) i jej odchylenie standardowe (*SD*) „zakresu ruchu” [°] w stawach (biodrowym, kolanowym i skokowym) w fazie zamachu poszczególnych skoków. Liczba badanych $N = 15$

Staw	Rodzaj skoku pionowego													
	CMJa		CMJb		DJ		GCMJ		PCMJ		SCMJ		WCMJ	
	<i>Mean</i>	<i>±SD</i>	<i>Mean</i>	<i>±SD</i>	<i>Mean</i>	<i>±SD</i>	<i>Mean</i>	<i>±SD</i>	<i>Mean</i>	<i>±SD</i>	<i>Mean</i>	<i>±SD</i>	<i>Mean</i>	<i>±SD</i>
Skokowy	21,0	10,1	23,5	6,3	53,0	12,1	23,9	9,2	19,0	9,9	21,0	8,3	24,6	7,4
Kolanowy	70,7	9,6	76,6	8,4	49,5	14,3	82,6	11,8	61,2	8,7	70,1	12,0	78,2	12,8
Biodrowy	86,7	8,2	87,5	9,2	26,6	14,6	104,8	12,0	69,5	9,3	86,2	11,8	98,8	12,0

²³ „Zakres ruchu” – tu rozumiany jako zmiana wartości kąta względnego w stawie w określonej fazie ruchu.

Tabela 4.16. Średnia (*Mean*) i jej odchylenie standardowe (*SD*) „zakresu ruchu” [°] w stawach (biodrowym, kolanowym i skokowym) w fazie odbicia poszczególnych skoków. Liczba badanych $N = 15$

Staw	Rodzaj skoku pionowego													
	CMJa		CMJb		DJ		GCMJ		PCMJ		SCMJ		WCMJ	
	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$		
Skokowy	65,1	9,2	67,9	4,8	62,5	11,2	69,3	8,8	58,4	9,7	61,2	7,2	68,0	6,8
Kolanowy	77,8	9,4	83,3	7,6	70,2	13,3	89,0	12,5	67,9	8,4	75,9	11,3	84,7	12,4
Biodrowy	89,1	7,9	91,5	8,3	61,2	13,1	103,6	11,2	71,8	9,1	93,0	10,6	89,7	11,4

Tabela 4.17. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcozona dla „zakresu ruchu” stawów kończyn dolnych w fazie zamachu skoku: z zamachem – CMJa i CMJb, w głąb – DJ, z głębszym zamachem – GCMJ, z płytszym zamachem – PCMJ, specjalnym – SCMJ, z wymachem – WCMJ

Parametr	Para zmiennych	N ważnych przypadków	Z	p
Zakres ruchu w stawie skokowym w fazie zamachu	CMJa; CMJb	15	2,75	0,0059*
	CMJa; DJ	15	3,41	0,0007*
	CMJa; GCMJ	15	2,44	0,0146*
	CMJb; PCMJ	15	3,24	0,0012*
	CMJa; SCMJ	15	0,11	0,9096
	CMJa; WCMJ	15	2,22	0,0268*
Zakres ruchu w stawie kolanowym w fazie zamachu	CMJa; CMJb	15	3,07	0,0022*
	CMJa; DJ	15	3,35	0,0008*
	CMJa; GCMJ	15	3,41	0,0007*
	CMJb; PCMJ	15	3,29	0,0010*
	CMJa; SCMJ	15	0,23	0,8203
	CMJa; WCMJ	15	2,39	0,0171*
Zakres ruchu w stawie biodrowym w fazie zamachu	CMJa; CMJb	15	0,28	0,7764
	CMJa; DJ	15	3,41	0,0007*
	CMJa; GCMJ	15	3,41	0,0007*
	CMJb; PCMJ	15	2,73	0,0064*
	CMJa; SCMJ	15	0,28	0,7764
	CMJa; WCMJ	15	2,04	0,0409*

gdzie: Z – wartość testu Wilcozona dla grupy $N > 25$, * - poziom istotności $p < 0,05$.

W tym momencie należałoby przypomnieć zasadnicze pytanie badawcze: czy siatkarki wykonały wydane im polecenia? tj.:

- czy w GCMJ wykonały głębszy przysiad, tj. czy zakres ruchu w stawach: biodrowym, kolanowym i skokowym w fazie zamachu był **większy** niż w CMJ?
- czy w PCMJ wykonały płytszy przysiad, tj. czy zakres ruchu w stawach: biodrowym, kolanowym i skokowym w fazie zamachu był **mniejszy** niż w CMJ?

Pośrednio o głębokości przysiadu skoku pionowego świadczą zmiany kąta względnego w stawach kończyn dolnych w fazie zamachu (tj. zakres ruchu; tab. 4.15). Uwzględniając

wyniki przeprowadzonej analizy statystycznej (tab.17), odpowiedź na oba pytania jest twierdząca. Zanotowane różnice zakresu ruchu w wiadomych skokach (między: CMJa a GCMJ oraz CMJb a PCMJ), okazały się istotne statystycznie, zarówno w odniesieniu do kąta w stawie biodrowym i kolanowym jak również skokowym. Jeśli uwzględnić parametr **głębokości zamachu**, uzyskany z platformy siły (d_{zam} tab. 4.7 oraz tab. 4.10 i 4.11), otrzymamy dodatkowe tego potwierdzenie.

W przypadku **fazy odbicia**, okazało się (tab. 4.18), że wszystkie różnice, stwierdzone w odniesieniu do zakresu ruchu w stawie skokowym między skokiem CMJ a pozostałymi skokami, okazały się nieistotne. Natomiast w przypadku stawu kolanowego i biodrowego, aż w czterech porównaniach wartości różnic zakresu ruchu były istotne statystycznie.

Tabela 4.18. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcozona dla zakresu ruchu stawów kończyn dolnych w fazie odbicia w skoku: z zamachem – CMJa i CMJb, w głąb – DJ, z głębszym zamachem – GCMJ, z płytszym zamachem – PCMJ, specjalnym – SCMJ, z wymachem – WCMJ

Parametr	Para zmiennych	N ważnych przypadków	Z	p
Zakres ruchu w stawie skokowym w fazie odbicia	CMJa; CMJb	15	0,91	0,3635
	CMJa; DJ	15	0,97	0,3343
	CMJa; GCMJ	15	1,33	0,1820
	CMJb; PCMJ	15	1,85	0,0640
	CMJa; SCMJ	15	0,34	0,7333
	CMJa; WCMJ	15	0,74	0,4603
Zakres ruchu w stawie kolanowym w fazie odbicia	CMJa; CMJb	15	2,56	0,0106*
	CMJa; DJ	15	1,99	0,0469*
	CMJa; GCMJ	15	2,90	0,0038*
	CMJb; PCMJ	15	2,78	0,0054*
	CMJa; SCMJ	15	0,97	0,3343
	CMJa; WCMJ	15	1,53	0,1252
Zakres ruchu w stawie biodrowym w fazie odbicia	CMJa; CMJb	15	0,45	0,6496
	CMJa; DJ	15	3,41	0,0007*
	CMJa; GCMJ	15	3,35	0,0008*
	CMJb; PCMJ	15	3,12	0,0018*
	CMJa; SCMJ	15	2,50	0,0125*
	CMJa; WCMJ	15	0,91	0,3635

Ciekawych informacji dostarcza także zastawienie czasów kolejnych faz ruchu (tab. 4.19 i 4.20), wyrazem tego jest „rytm”²⁴ badanych skoków.

²⁴ „Rytm ruchu – stosunki czasowe charakterystycznych faz i cykli czynności ruchowej, określone na podstawie jej kinematycznej lub kinetycznej (dynamicznej) struktury.” [Król, 2016; s. 50].

Tabela 4.19. Średnie (*Mean*) i ich odchylenia standardowe (*SD*) czasów [ms] kolejnych faz poszczególnych skoków („rytm ruchu”). Liczba badanych $N = 15$

Faza	Rodzaj skoku pionowego													
	CMJa		CMJb		DJ		GCMJ		PCMJ		SCMJ		WCMJ	
	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$
Zamachu	450	57	426	41	142	37	533	62	419	79	426	66	704	83
Odbicia	256	27	262	27	168	41	313	37	213	29	253	19	286	48
Lotu	465	28	463	26	485	33	467	26	450	29	475	37	521	34
Lądowania	175	26	177	38	160	38	182	34	162	30	179	41	197	46
Razem	1346	82	1327	56	955	100	1495	80	1244	101	1333	106	1709	104

Tabela 4.20. Średnie (*Mean*) i ich odchylenia standardowe (*SD*) czasów [%] kolejnych faz poszczególnych skoków („rytm ruchu”). Liczba badanych $N = 15$

Faza	Rodzaj skoku pionowego													
	CMJa		CMJb		DJ		GCMJ		PCMJ		SCMJ		WCMJ	
	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$	<i>Mean</i> $\pm SD$
Zamachu	33,4	2,8	32,0	2,4	14,7	2,6	35,6	2,9	33,5	4,0	31,8	3,0	41,2	3,5
Odbicia	19,0	1,5	19,6	1,8	17,4	2,0	20,9	2,0	17,1	2,1	19,0	1,4	16,8	2,8
Lotu	34,7	2,7	35,0	2,4	51,2	5,7	31,3	2,4	36,3	2,7	35,8	3,2	30,5	1,8
Lądowania	13,0	1,7	13,3	2,6	16,6	2,7	12,2	2,2	13,0	2,4	13,4	2,4	11,5	2,4

Porównując skok z zamachem (CMJ) z pozostałymi skokami pionowymi, w odniesieniu do *fazy zamachu*, jedynie w dwóch przypadkach (tj. CMJ a GCMJ oraz CMJ a SCMJ) czasowe różnice okazały się nieistotne statystycznie (tab. 4.21). W *odbiciu*, w trzech skokach (tj. GCMJ, PCMJ i WCMJ) czas tej fazy znamienne (istotnie statystycznie) różnił się od uzyskanego w CMJ, a w *fazie lotu* dotyczyło to jeszcze DJ. Natomiast prawie we wszystkich przypadkach, czasowe różnice fazy *lądowania* między CMJ a pozostałymi skokami nie okazały się istotne statystycznie. Wyjątkiem jest jedynie znamienna różnica ($p = 0,0043$) między CMJ a DJ.

Tabela 21. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxona dla znormalizowanych czasów kolejnych faz skoku: z zamachem – CMJa i CMJb, w głąb – DJ, z głębszym zamachem – GCMJ, z płytszym zamachem – PCMJ, specjalnego – SCMJ, z wymachem – WCMJ

Parametr	Para zmiennych	N ważnych przypadków	<i>T</i>	<i>p</i>
Czas zamachu	CMJa; CMJb	15	2,39	0,0171*
	CMJa; DJ	14	3,30	0,0010*
	CMJa; GCMJ	15	3,41	0,0007*
	CMJb; PCMJ	15	1,31	0,1914
	CMJa; SCMJ	15	1,42	0,1556
	CMJa; WCMJ	15	3,41	0,0007*
Czas odbicia	CMJa; CMJb	15	1,71	0,0884
	CMJa; DJ	14	1,66	0,0962
	CMJa; GCMJ	15	3,35	0,0008*
	CMJb; PCMJ	15	3,18	0,0015*
	CMJa; SCMJ	15	0,23	0,8203
	CMJa; WCMJ	15	2,84	0,0045*
Czas lotu	CMJa; CMJb	15	0,78	0,4326
	CMJa; DJ	14	3,30	0,0010*
	CMJa; GCMJ	15	3,41	0,0007*
	CMJb; PCMJ	15	1,99	0,0468*
	CMJa; SCMJ	15	1,02	0,3066
	CMJa; WCMJ	15	2,95	0,0031*
Czas lądowania (przyziemienia)	CMJa; CMJb	15	0,06	0,9547
	CMJa; DJ	14	2,86	0,0043*
	CMJa; GCMJ	15	1,82	0,0691
	CMJb; PCMJ	15	1,08	0,2805
	CMJa; SCMJ	15	0,97	0,3343
	CMJa; WCMJ	15	1,87	0,0609

5. DYSKUSJA

Ileokroć ma zostać wykonane zadanie motoryczne, centralny układ nerwowy wysyła salwy impulsów do pewnej (wiadomej) liczby mięśni. Siły mięśni, powstałe w odpowiedzi na działanie tych impulsów, oddziałują z mechanicznymi wymogami zadania (siłami zewnętrznymi), co wpływa na rezultat ruchu. Niezbędna do tego jest określona koordynacja, czyli wspólne działanie mięśni w tworzeniu konkretnego ruchu. Tak zdefiniowana koordynacja określona jest przez czas, sekwencjonowanie i amplitudę aktywności mięśni.

Jeśli zadanie motoryczne obejmuje ruch w więcej niż jednym stawie, liczba stopni swobody teoretycznie pozwala na jego wykonanie na wiele sposobów. Jednak w praktyce nawet złożone zadania motoryczne wydają się być wykonywane w stereotypowy sposób. Przyglądając się czynnościom sportowym, podczas których np. wyrzucane są różne przybory, u poszczególnych zawodników obserwuje się niemal identyczne wzorce ruchu. Wyniki badań kinematycznych wzorców rzucania potwierdzają tę obserwację. Wykazano, że segmenty ciała przyczyniają się w ustalonej kolejności (tj. od proksymalnej do dystalnej) do prędkości wyrzucanego przyboru [Atwater, 1979; Jöris i wsp., 1985]. W odniesieniu do skoków pionowych potwierdzają to Bobbert i van Ingen Schenau [1988], Pandy i wsp. [1990], Król [2016] oraz Vaverka i wsp. [2016]. Takie ustalenia sugerują, że uzyskanie optymalnego efektu wykonania zadania motorycznego wymaga określonego wzorca ruchu w tym swoistej podstawowej koordynacji mięśni.

Jeśli istnieje specyficzny wymóg w zakresie koordynacji, dotyczący biegłości w zadaniu motorycznym, czas i kolejność aktywowania (działania) mięśni muszą w jakiś sposób wpływać na osiągnięcie (rezultat). Znajomość czynników pośredniczących w tym wpływie jest niezbędna do zrozumienia organizacji działania mięśni. Badania Bobberta i wsp. [1986] oraz van Ingena Schenau i wsp. [1987], dotyczące skoków pionowych, zwróciły uwagę na ograniczenia geometryczne w konwersji ruchu obrotowego segmentów na ruch pionowy OSC ciała. Uzyskane przez nich wyniki sugerują, że radzenie sobie z tymi ograniczeniami jest ważnym celem w organizacji działania mięśni.

Aktywność bioelektryczna poszczególnych mięśni, w szczególności czas, kolejność i jej amplituda (poziom), stanowią o strukturze wewnętrznej – np. badanych skoków pionowych – i warunkują wartości rozwijanych przez mięśnie sił. To siły mięśni, a dokładnie powstające przy ich udziale momenty sił, działające na poszczególne segmenty, wspólnie z siłami zewnętrznymi (m.in. grawitacji), wprowadzają poszczególne części ciała w ruch obrotowy.

Dzięki odpowiedzi podłoża, tj. powstałym siłom reakcji, dochodzi do przemieszczania całego ciała w przestrzeni.

Muskulatura człowieka, obejmująca wiele współpracujących ze sobą mięśni, zasadniczo wpływa na realizację zadania motorycznego dzięki tym dużym „siłownikom”. Duże mięśnie, nazywane w angielskim piśmiennictwie naukowym *prime movers muscles* (PMM)²⁵, powodują ruch w głównych stawach kończyn. Ruchy całego ciała, jak również poszczególnych jego części, wymagają jednak wspólnego działania różnych mięśni, nie tylko napędzających poszczególne ogniwa, ale także stabilizujących stawy (ang. *stabilizing muscles*²⁶ - SM). To łączne napędzanie i stabilizowanie dotyczy zarówno pojedynczego stawu, jak i działania w łańcuchach kinematycznych, obsługiwanych przez mięśnie jedno- i wielostawowe.

Zazwyczaj doświadczamy współpobudzania (współaktywacji)²⁷ różnych grup mięśniowych (ang. *muscle co-coactivation*), co powoduje lepszą stabilizację stawów. Liczne są badania wykazujące rodzaj takiego współdziałania, chociaż mechanizm tego zjawiska nie jest jeszcze dobrze poznany. Przykładowo Gardner-Morse i Stores [1998], Cholewicki i wsp. [1999] oraz Granata i Marrasa [2002], wykorzystując biomechaniczne modelowanie, dowiedli, że współpobudzanie mięśni brzucha i tylnych tułowia, powoduje wzrost jego sztywności i stabilności. Pobudzanie zarówno mięśni napędzających jak i stabilizujących określone stawy, staje się jeszcze bardziej skomplikowane w odniesieniu do czynności ruchowej, wykonywanej w warunkach zmniejszonej stabilności osoby ćwiczącej [Glass i Armstrong, 1997, Lear i Gross, 1998; Anderson i Behm, 2004 i 2005]. Należy pamiętać, że w warunkach niestabilnych pewna część wytworzonej siły jest zawsze skierowana na stabilizację stawów [Kornecki i Zschorlich, 1994; Behm i wsp., 2002]. Zdaniem Andersona i Behma [2004] mięśnie kończyn dolnych, dzięki zwiększonej aktywności, mogą być niejako zmuszane do zapewniania większej stabilności stawów podczas wykonywania przysiadów w niestabilnych warunkach.

W poddanych badaniom skokach pionowych siatkarek, spośród wszystkich zarejestrowanych siedmiu mięśni, do grupy napędzających określone segmenty kończyn dolnych należą: pośladkowy wielki, prosty i dwugłowy uda oraz brzuchaty łydki. Natomiast

²⁵ PMM – mięśnie bezpośrednio przyczyniające się do powstania pożądanego ruchu, tzw. napędowe (napędzające), w odróżnieniu od innych działających równocześnie mięśni, pośrednio tylko wykonujących ten sam ruch [Klyszcz-Morciniec, 2015].

²⁶ SM – mięśnie ciała, które działają w celu stabilizacji jednego stawu tak, by pożądaný ruch w tym i sąsiednim stawie mógł być wykonany. Mięśnie te zwykle nie są bezpośrednio zaangażowane w ruch, ale stabilizują staw tak, aby główne mięśnie mogły wykonywać swoją pracę [Klyszcz-Morciniec, 2015].

²⁷ Współpobudzanie (koaktywacja) mięśni jest zjawiskiem, w którym jeden mięsień jest aktywowany w sposób skoordynowany z innym [Gardner-Morse i Stokes, 1998]. Współaktywacja mięśni to jednoczesna aktywność mięśni agonistycznych i antagonistycznych działających wokół stawu [Hortobagyi i wsp., 2009].

tułów napędza silna część prostownika grzbietu w odcinku lędźwiowym. Praca tego mięśnia zapewnia kątowe (obrotowe) przemieszczenie tułowia, ale także utrzymywanie poszczególnych kręgów kręgosłupa w miejscu, tj. jego stabilizację. Podobnie jest z mięśniem prostym brzucha, działającym jednak w przeciwną stronę. Zatem w zależności od zwrotu ruchu, dwa mięśnie: część lędźwiowa prostownika grzbietu i prosty brzucha, pełnią na przemian funkcję napędzającą lub stabilizującą. Stabilizatorem stawu skokowego jest natomiast – antagonistyczny do brzuchatego łydki – mięsień piszczelowy przedni, a dla stawu kolanowego – przeciwstawny mięśniowi prostemu uda – dwugłowy uda.

W przeprowadzonych badaniach, podczas wykonywania poszczególnych skoków, nieznaczna tylko modyfikacja sposobu ich wykonania powodowała czasami zmianę aktywności zarówno w mięśniach napędzających, jak i stabilizujących stawy kończyn dolnych i tułów (ryc. 4.1.A – 4.1.G).

5.1. AKTYWNOŚĆ BIOELEKTRYCZNA MIĘŚNI W KOLEJNYCH FAZACH RUCHU

Elektromiografia jest dynamicznym rodzajem oceny kontroli nerwowo-mięśniowej, ilościowo określającej czasy aktywności (ang. *timing*), jak i przygotowawcze oraz odruchowe amplitudy napięć mięśni otaczających konkretny staw, co jest ważnym wskaźnikiem, m.in. do określenia stabilności stawów podczas czynności funkcjonalnych [McKinley i Pedotti, 1992; Ebig i wsp., 1997; Wikstrom i wsp., 2008], ale także struktury wewnętrznej tych czynności. Obserwując charakterystyki aktywności bioelektrycznej poszczególnych mięśni w kolejnych fazach badanych skoków – dla przyjętego w pracy kryterium ich podziału – można zauważyć duże ich podobieństwo w poszczególnych skokach (ryc. 4.1.A – 4.1.G). Jednak przy bliższym zapoznaniu, dostrzegamy również pewne różnice. Dotyczy to zarówno kształtu wykresu, ale także ekstremalnych wartości napięcia poszczególnych mięśni.

Kolejność włączania mięśni

Faza zamachu. Ujmując rzecz chronologicznie, jedynym z poddanych badaniom mięśniem, rozwijającym największe napięcie już na początku fazy zamachu skoku pionowego, jest piszczelowy przedni (TA; ryc. 4.1.A). Duże zaangażowanie tego głównego „stabilizatora”, może być związane z niskim położeniem stawu skokowego, co utrudnia zachowywanie równowagi ciała podczas ruchu w dół. Podobnie dużą względną aktywność elektryczną jak TA wykazują jeszcze: dwustawowy mięsień RF oraz, w odniesieniu do stawu biodrowego, jednostawowy G_{maks} , a w przypadku tułowia ES. Maksymalna aktywność tych trzech ostatnich mięśni przypada już pod koniec zamachu (ryc. 4.1.C, 4.1.F i 4.1.G). W przypadku mięśnia G_{maks} ,

duże zaangażowanie prawdopodobnie związane jest ze stopniowym pochylaniem tułowia w tej fazie, a tym samym ze zwiększaniem obciążenia (momentu siły) w stawie biodrowym. Pośrednio może o tym świadczyć zmieniający się kąt w stawie biodrowym (ryc. 4.4).

Szybkie pochycenie tułowia w końcu zamachu może wpływać na gwałtowne wydłużanie określonych mięśni kończyn dolnych, inicjując ich działanie w cyklu pracy rozciąganie-skracanie (CR-S) [Bober, 1995; van Ingen Schenau i wsp., 1997; Schmidtbleicher, 2000; McNeal i wsp., 2007], tj. skurcz ekscentryczny. Wspomniano już o tym w podrozdziale 1.1.4.1. Jednak wydaje się, że młode, skaczące siatkarki, jeśli to w ogóle wykorzystały, to tylko w odniesieniu do mięśnia RF, który w fazie odbicia nadal wykazywał się dużym zaangażowaniem. W pełni CR-S znalazł swoje odzwierciedlenie dopiero w skoku DJ, w którym zarówno mięsień ES, G_{maks} jak i RF (tzw. prostowniki) osiągają w końcu zamachu dużą aktywność, utrzymującą się jeszcze na początku odbicia (ryc. 4.1.C, 4.1.F i 4.1.G), albo jak w przypadku mięśnia G_{med} (ryc. 4.1.B) przez całą tę fazę.

Faza odbicia. Najwcześniej, bo już z początkiem fazy odbicia wszystkich skoków, duże zaangażowanie wykazuje mięsień G_{med} . Zmienia to nieco wymachy kończyn górnych w skoku WCMJ oraz, jak wyżej wspomniano, dynamika DJ, powodując dużą aktywność tego mięśnia już w końcu fazy zamachu. Mięśnie obejmujące nisko położone stawy skokowe zasadniczo odpowiedzialne są podczas odbicia za zachowanie równowagi dynamicznej ciała. Trudno jednak odnieść to do G_{med} , który jak już wspomniano, jest mięśniem napędzającym kończyny dolne. Mięsień RF jest w fazie odbicia nadal bardzo zaangażowany (ryc. 4.1.C), a BF wykazuje największą swoją aktywność (ryc. 4.1.D), która zasadniczo sięga jednak tylko 40 – 60% jego możliwości. Jedynie w przypadku skoku WCMJ aktywność BF przekracza 80%, dotyczy to jednak fazy zamachu. Mięsień G_{maks} wykazuje w zasadzie, od osiągnięcia w końcu zamachu swojego maksimum, ciągły spadek napięcia (ryc. 4.1.F). Wyjątkiem są jedynie skoki SCMJ i WCMJ, kiedy to w fazie odbicia po początkowym spadku, pod koniec tej fazy aktywność G_{maks} i RF nieznacznie wzrasta. Natomiast zupełnie odmienna jest charakterystyka (kształt krzywej) mięśnia ES, i to we wszystkich badanych skokach (ryc. 4.1.G). Po początkowym spadku aktywności w fazie odbicia, następuje bardzo duży wzrost jego napięcia, które osiąga swoje maksimum na granicy faz odbicia i lotu, albo też bardzo krótko przed lub po tej chwili. Największe wartości znormalizowanej aktywności bioelektrycznej mięśnia ES uzyskano dla skoków SCMJ (prawie 140% MVC) i WCMJ (ponad 150% MVC). Być może związane to jest z wyjątkową dynamiką tych skoków, co przyczynia się do osiągnięcia większej wielkości uniesienia ciała w locie (parametr h w tab. 4.7). Jedyłą w

swoim rodzaju charakterystykę aktywności przedstawia – antagonistyczny do ES – mięsień prosty brzucha (RA; ryc. 4.1.E). We wszystkich, poza DJ, skokach, w fazie odbicia mięsień RA wykazuje największe swoje zaangażowanie. Wzrost napięcia tego mięśnia następuje z chwilą rozpoczęcia odbicia, zaś po osiągnięciu wartości maksymalnej, jeszcze w tej fazie, gwałtownie zmniejsza się jego aktywność. Co ciekawe, we wszystkich skokach, w chwili, gdy RA uzyskuje swoją maksymalną wartość napięcia, mięsień ES osiąga swoje minimum. Zatem unoszenie tułowia podczas odbicia, odbywa się przy współdziałaniu obu mięśni antagonistycznych. Wobec uzyskanych wyników, niejasne wydają się dane Klyszcz-Morciniec [2015], pokazujące szczyt aktywności mięśnia RA w skoku CMJ dopiero na granicy fazy odbicia i lotu.

Dokładną kolejność aktywowania (włączania) czterech mięśni kończyn dolnych w fazie odbicia przedstawili Bobbert i van Ingen Schenau [1988]. Dotyczyło to skoku pionowego SJ, a czas odnosił się do chwili zakończenia tej fazy. Dla grupy siatkarzy o wysokim poziomie sportowym, zarejestrowano następującą kolejność włączania mięśni: BF – 280 ms, G_{maks} – 250 ms, RF – 140 ms a G_{med} – 70 ms przed oderwaniem stóp od podłoża. Wyniki, jakie uzyskał Pereira i wsp. [2008], również dotyczące skoku SJ, jednak w wykonaniu zawodników halowej piłki nożnej, wskazują na wcześniejsze aktywowanie mięśni oraz inną nieco kolejność. Pierwszy włączał się G_{lat} (łac. *gastrocnemius caput laterale*; ok. 430 ms), następnie BF (ok. 400 ms) a dopiero potem RF (ok. 390 ms). Zdaniem tych autorów była to właściwa kolejność włączania mięśni, gdyż występowała w lepszych próbach skoku (większa była w nich wielkość wysokości). Natomiast w skokach gorszych to mięsień BF był aktywowany najwcześniej, już ok. 450 ms przed utratą kontaktu stóp z podłożem. W naszych badaniach faza odbicia poprzedzona była zamachem, a skoki wykonały młode siatkarki. Z tych powodów uzyskane wyniki odbiegają nieco od wcześniej przedstawionych. W skoku CMJa kolejność włączania poszczególnych mięśni (BF – 385 ms, RF – 350 ms, G_{maks} – 320 ms, G_{med} – 190 ms przed oderwaniem stóp) była w dużej części podobna do tej przedstawionej przez Bobberta i van Ingen Schenau [1988]. Dłuższe nieco czasy mogą być zatem związane z klasą sportową i płcią badanych.

Faza lotu. W czasie lotu aktywność elektryczna badanych przez nas mięśni nadal jedynie spadała, osiągając najmniejsze swoje wartości w przebiegu całego skoku. Jednak jeszcze na długo przed rozpoczęciem lądowania, we wszystkich badanych skokach, w odniesieniu do niemal wszystkich mięśni, zanotowano, najczęściej gwałtownie narastający, wzrost ich aktywności. Wyjątek stanowiły RA i BF, w których ten wzrost nie był aż tak duży i następował nieco wcześniej niż w pozostałych mięśniach. Powstaje zatem pytanie: czy

zarejestrowany wzrost aktywności mięśni już w fazie lotu ma związek z tzw. **preaktywacją** (ang. *preactivation*), tj. **wstępnym** ich **aktywowaniem** przed mającym nastąpić lądowaniem (uderzeniem stopami o podłoże)?

Wstępna aktywacja mięśni

O wstępnej aktywności mięśni informują w odniesieniu do skoków akrobatycznych McNeal i wsp. [2007], a w przypadku skoku w głąb Avela i wsp. [1996], Viitasalo i wsp. [1998], Arabantzi i wsp. [1998] oraz Sands [1987; za: McNeal i wsp., 2007]. Melwill i wsp. [1971; za: Avela i wsp., 1996; s. 553] sugerowali, że „...wstępna aktywacja jest programowana i wysyłana z wyższych ośrodków nerwowych jako pojedyncza jednostka (ang. *single entity*) przed lądowaniem, a prawidłowy czas i kolejność skurczów mięśni uzyskano na podstawie wcześniejszych doświadczeń”. Zdaniem Avela’i i wsp. [1996], preaktywację można modyfikować przez wejścia proprioceptywne, przedsionkowe i wzrokowe. Podczas lotu, wstępne napięcie niezmienną swojej długości mięśni, niezbędne jest do efektywnego magazynowania i późniejszego wykorzystywania energii sprężystej w CR-S [Komi i Bosko, 1978, Moritani i wsp., 1991]. W skutek uderzenia stóp o podłoże, mięśnie prostowniki kończyn dolnych rozciągają się. Jeśli mięśnie te są napięte przed i podczas uderzenia, ich elementy sprężyste (s. 13–14 – model mechaniczny CR-S) mogą przechowywać energię, zwiększając jednocześnie ich sztywność. Optymalna sztywność mięśni skutecznie ułatwia przechowywanie energii, zwiększając przy tym siłę początkową prostowników kończyn dolnych. Wydaje się, że dotyczy to jednak głównie kolejno następujących po sobie skoków (np. akrobatycznych) oraz skoku w głąb.

Według Klyszcz-Morciniec [2015], w salcie kucznym wykonanym z miejsca, średni czas początku wstępnej aktywacji mięśni przed kontaktem stóp z podłożem, poprzedzającym lądowanie, zarejestrowany dla mięśnia brzuchatego łydki, dwugłowego uda, pośladkowego wielkiego i części lędźwiowej prostownika grzbietu wynosił odpowiednio: ok. 100, 110, 80, 80 ms. W przypadku skoku pionowego z zamachem kończyn dolnych i wymachem górnych (w pracy oznaczonego WCMJ), autorka stwierdziła preaktywację jedynie w mięśniu brzuchatym łydki, a rozpoczynała się ona 90 ms przed lądowaniem. W innych badaniach, np. Sandsa [1987; za: McNeal i wsp., 2007], McNitt-Graya i wsp. [2001] oraz McNeala i wsp. [2007], wstępna aktywacja różnych mięśni następowała w podobnym lub krótszym jeszcze czasie, zależnie od rodzaju skoku akrobatycznego. Wyniki badań McNeala i wsp. [2007] wskazują, że czas rozpoczęcia aktywności badanych mięśni różni się w zależności od sposobu odbicia i zorientowania ciała w przestrzeni. Przykładowo w salcie prostym w tył, preaktywacja

mięśnia brzuchatego łydki następuje 85 ms przed uderzeniem stóp o podłoże, natomiast w salcie prostym w przód rozpoczyna się 13 ms później. W odniesieniu do mięśnia obszernego boczne następuje to w tych dwóch skokach jeszcze wcześniej; odpowiednio 47 i 67 ms przed rozpoczęciem przyziemienia.

W naszych badaniach, w chwili rozpoczynania skoku DJ zarejestrowano dużą aktywność bioelektryczną większości mięśni (od 40 do 80% MVC; ryc. 4.1.A – 4.1.G). Może to świadczyć o fenomienie preaktywacji tych mięśni, ale tylko na krótko przed rozpoczęciem lądowania do następującego po nim odbicia. Wydaje się jednak, że zarejestrowany w fazie lotu DJ, jak i w pozostałych skokach pionowych, wyraźny wzrost napięcia mięśni, pojawiła się za wcześnie, aby uznać to za przygotowanie do lądowania (wstępną aktywację mięśni). Czy na pewno?

5.2. KINETYKA I KINEMATYKA SKOKÓW

Zewnętrznym przejawem współdziałania sił mięśniowych, wywołanych przez nie sił reakcji, a także wszechobecnych sił grawitacji są zarejestrowane charakterystyki czasowe kątów względnych w stawach kończyn dolnych (ryc. 4.3 – 4.5). Wykresy te najbardziej obrazowo świadczą o sposobie wykonania poszczególnych skoków.

5.2.1. Różnice w strukturze zewnętrznej – kinematycznej skoków

W *fazie zamachu*, w porównaniach CMJ z pozostałymi skokami, jedynie SCMJ cechuje się podobnym zakresem ruchu w stawach kończyn dolnych (tab. 4.15 i 4.17). W pozostałych skokach, zależnie od zaleceń wydanych siatkarkom, zakresy ruchu były odpowiednio większe (GCMJ: staw skokowy $p = 0,0146$; kolanowy i biodrowy $p = 0,0007$) lub mniejsze (PCMJ: staw skokowy $p = 0,0012$; kolanowy $p = 0,0010$; biodrowy $p = 0,0064$). Najmniejszy zakres ruchu w stawie biodrowym i kolanowym, a jednocześnie największy w stawie skokowym zarejestrowano w DJ (odpowiednio $p = 0,0007$, $p = 0,0008$ i $p = 0,0007$), porównując do CMJ. Wynika to z wyższej pozycji, jaką przyjmują siatkarki w DJ, w chwili kontaktu stóp z podłożem po zeskoku z powyższenia.

W *fazie odbicia*, zestawiając CMJ z pozostałymi skokami, stwierdzono porównywalny zakres ruchu w stawie skokowym (tab. 4.16 i 4.18). W przypadku stawu kolanowego i biodrowego w GCMJ zakres ruchu był istotnie większy (odpowiednio $p = 0,0038$ i $p = 0,0008$), a w PCMJ mniejszy (odpowiednio $p = 0,0054$ i $p = 0,0018$), w porównaniu z CMJ. W DJ uzyskane średnie zakresy ruchu w stawach kończyn dolnych wynosiły odpowiednio: w skokowym – $62,5 \pm 11,2^\circ$, w kolanowym – $70,2 \pm 13,3^\circ$, a w biodrowym – $61,2 \pm 13,1^\circ$.

W porównaniu z danymi Bobberta i wsp. [1986] są one nieznacznie większe, gdyż w podgrupie zawodników cechujących się małą amplitudą zamachu w DJ, zanotowano w tych stawach odpowiednio: $58,5^\circ$, $66,0^\circ$ i $46,0^\circ$. W przypadku CMJ było odwrotnie. W naszych badaniach w fazie odbicia zakresy ruchu w stawach kończyn dolnych wynosiły odpowiednio: w skokowym – $65,1 \pm 9,2^\circ$, w kolanowym – $77,8 \pm 9,4^\circ$, a w biodrowym – $89,1 \pm 7,9^\circ$. Porównując je z danymi Bobberta i wsp. [1986] można zanotować, że w tym przypadku zakresy ruchu w stawach kończyn dolnych są nieznacznie mniejsze, gdyż według tych autorów wynosiły odpowiednio: $77,3^\circ$, $86,0^\circ$ i $102,0^\circ$. Stwierdzone różnice mogą wynikać ze stosunkowo mniejszej dokładności stosowanych technik świetlnej rejestracji ruchu, gdyż w ilościowej analizie skoków korzystano jedynie z koordynat w płaszczyźnie strzałkowej.

W kolejnych fazach zmiany kątów w stawach kończyn dolnych przebiegały we wszystkich skokach podobnie do zarejestrowanych w CMJ, co pokazują ryciny 4.3 – 4.5.

Całościowe ujęcie osoby skaczącej, zawarte w OSC jej ciała, pozwala ocenić efektywność skoku pionowego. W tym celu należy prześledzić pionowe przemieszczenie tego punktu w locie lub prędkość wylotu osiąganą w chwili utraty kontaktu stóp z podłożem. Prędkość wylotu, uzyskana systemem SMART, różnicowała poszczególne skoki, a jej średnie wartości (CMJa – $2,57 \pm 0,13$ m/s; DJ – $2,68 \pm 0,18$ m/s; GCMJ – $2,58 \pm 0,13$ m/s; PCMJ – $2,53 \pm 0,14$ m/s; SCMJ – $2,67 \pm 0,19$ m/s) są porównywalne z danymi Klyszcz-Morciniak [2015; $v_{maks} = 2,68 \pm 0,18$ m/s], osiągniętymi u klasowych gimnastyczek również tym systemem. Wyjątkiem jest jedynie mała prędkość wylotu ($v_{maks} = 2,58 \pm 0,27$ m/s), jaką uzyskano w skoku WCMJ. O błędnie określonej średniej wartości prędkości wylotu w tym skoku (rozdział 4.3; s. 111-112) niech świadczą wyniki, jakie uzyskali w odniesieniu do CMJ ($v_{maks} = 2,44 \pm 0,23$ m/s) i WCMJ ($2,75 \pm 0,30$ m/s) Feltner i wsp. [1999].

5.2.2. Charakterystyki czasowe siły a kryteria skuteczności techniki ruchu

Uśrednione charakterystyki czasowe siły (wykresy) i kryteria skuteczności techniki ruchu najlepiej odzwierciedlają sposób wykonania czynności ruchowej (technkę ruchu) przez grupę zawodniczek/ków o zbliżonym poziomie sportowym. Normalizowanie określonych wykresów jest uzasadnione, gdyż zdaniem Hochmutha „...jeżeli zawodniczki/cy stosują tę samą technikę ruchu, wtedy wykresy siły posiadają każdorazowo tę samą charakterystykę krzywych” [Hochmuth, 1981; s. 146]. Oczywiście absolutne wartości parametrów dla różnych osób nie są takie same, ponieważ za każdym razem określa je aktualny poziom rozwoju zdolności siłowo-szybkościowych ćwiczących, ich stan psychiczny oraz stopień opanowania stosowanej techniki [Król i Mynarki, 2005]. Zapisy dynamograficzne sił reakcji podłoża

(dynamogramy; ryc. 4.2) i wynikające z nich parametry kinematyczne (równanie pędu i popędu, zasada zachowania energii mechanicznej) są naturalnym odzwierciedleniem współdziałania sił mięśniowych oraz środowiska. W pracy nie porównywano jednak całych dynamogramów, koncentrując się jedynie na najważniejszych parametrach, wyliczonych z tych charakterystyk. Stwierdzono, że w porównaniu z CMJ wartość kryterium skuteczności techniki, tj. wielkość uniesienia ciała w locie, była istotnie mniejsza w PCMJ (tab. 4.7 i 4.11; $p = 0,0001$), a większa w SCMJ i naturalnie w WCMJ (tab. 4.12 i 4.13; odpowiednio $p = 0,0004$ i $p = 0,0001$). Wymach RR w WCMJ zwiększył wielkość wysokości o 23%, co mieści się w przedziale od 15 do 24%, jaki podają inni [Shetty i Etnyre 1989; Harman i wsp., 1990; Feltner i wsp., 1999; Lees i wsp., 2004]. Wyjątkiem są wyniki Vaverki i wsp. [2016], u których wzrost ten wyniósł aż 38%. Różnica może wynikać z włączenia do badań najlepszych siatkarzy, stosujących naturalną technikę wymachu RR w skoku pionowym, szczególnie biorąc pod uwagę duży kontrast między monitorowanymi grupami, które obejmowały dzieci [Harrison i Moroney, 2007; Gerodimos i wsp., 2008], fizycznie aktywnych dorosłych i sportowców [odpowiednio Harman i wsp., 1990; Lees i wsp., 2004]. Zdaniem Vaverki i wsp. [2016], istnieją trzy możliwe wyjaśnienia dużego wkładu wymachu RR w uzyskanie optymalnej wielkości wysokości u elitarnych siatkarzy. Są to:

- duże doświadczenie w skokach pionowych,
- specyficzny trening w zakresie prawidłowych technik skoków,
- stosowanie wysoce stabilnej metody wymachu podczas wykonywania skoku.

W naszych badaniach, obejmujących młode jeszcze adeptki piłki siatkowej, zdarzały się osobniczki, które nie w pełni koordynowały wymach kończyn górnych z zamachem kończyn dolnych, co mogło również wpłynąć na dokładność rejestracji położenia markerów, mocowanych na ciele, o czym informowano w rozdziale 4.3 na stronach 111-112.

Dokonując dalszych porównań, nie stwierdzono istotnie statystycznej różnicy w wielkości wysokości między CMJ a GCMJ oraz CMJ a DJ, choć w tym drugim porównaniu różnica wykazała tendencję statystyczną ($p = 0,0502$). O tym jak dynamiczny jest reaktywny DJ świadczą bardzo duże wartości mocy (maksymalnej i średniej) rozwijane przez skaczące siatkarki w fazie odbicia. Zdaniem Harmana i wsp. [1990], Dowlinga i Vamosa [1993] moc mechaniczna jest głównym wskaźnikiem (predykatorem) efektywności skoku pionowego. Jednak trzeba pamiętać, że jest to parametr bardzo silnie związany z czasem. Najlepiej można to sprawdzić, interpretując dane zawarte w tabeli 4.7. W skoku GCMJ, czasowo dłuższej fazie odbicia ($t_{odb} = 299 \pm 14$ ms) odpowiadały mniejsze wartości mocy ($P_{maks} = 1323 \pm 44$ W;

$P_{sr} = 704 \pm 35$ W) niż w CMJ, gdzie czas odbicia był krótszy (239 ± 14 ms) natomiast moc większa; maksymalna wynosiła 1500 ± 68 W, a średnia 879 ± 50 W. Jednak zdaniem Aragon-Vargasa i Grossa [1997a; s. 41), owszem „...maksymalna moc mechaniczna całego ciała jest najlepszym pojedynczym predyktorem efektywności skoku pionowego, nie zapewnia jednak wglądu w działanie segmentów ciała, które skutkują wyższymi skokami”.

5.2.3. Czas kolejnych faz ruchu – rytm skoków

Zawarte w tabelach 4.19 i 4.20, znormalizowane czasy następujących po sobie faz ruchu dla badanych skoków pionowych, pozwoliły określić (zdefiniowany na stronie 116) rytm każdego z nich. Pod względem rytmu ruchu, od CMJ szczególnie wyraźnie odbiegały DJ, GCMJ i WCMJ. W skoku w głąb wyraźnie skrócony był czas fazy zamachu ($p = 0,0010$), który w GCMJ i WCMJ uległ znacznemu wydłużeniu (odpowiednio $p = 0,0007$ i $p = 0,0007$). Faza odbicia trwała istotnie dłużej w GCMJ i WCMJ (odpowiednio $p = 0,0008$ i $p = 0,0045$), natomiast w PCMJ czas tej fazy był znamienne krótszy ($p = 0,0015$) niż w CMJ. Czas fazy lotu w zasadzie jest ściśle związany z wielkością wyskoku, choć nie w pełni zostało to potwierdzone. Natomiast czas fazy lądowania poszczególnych skoków był najbardziej zbliżony do uzyskanego w CMJ.

Zdaniem Schmidbleichera [1992], w skokach akrobatycznych poprzedzonych naskokiem, czas kontaktu stóp z podłożem dzieli się na „krótki” (110 – 250 ms) lub „długi” (> 250 ms). W pracy, odpowiednikiem takich skoków mógłby być skok w głąb. Porównując czas odbicia w tym skoku, wynoszący średnio 168 ± 14 ms, należałoby uznać go za krótki. Jest on porównywalny z czasem fazy odpychania (ang. *push-off*; 170 ± 30 ms), jaki podaje Bobbert i wsp. [1986] w odniesieniu do podgrupy piłkarzy ręcznych, cechujących się małą amplitudą zamachu (małymi zakresami ruchu w stawach kończyn dolnych). W drugiej podgrupie wykonujących DJ, amplituda odbicia była większa i czas tej fazy wyniósł 280 ± 20 ms, tj. tyle ile w skoku CMJ, co jest również porównywalne z naszymi wynikami (tab. 4.19). W pozostałych skokach odpowiednikiem czasu kontaktu z podłożem, o którym wspomina Schmidbleicher [1992], jest czas odbicia wraz z poprzedzającym go końcowym fragmentem fazy zamachu (działaniem ekscentrycznym mięśni). Stanowiłoby to „długie” działanie mięśni w cyklu rozciąganie-skracanie, jako że już sama faza odbicia w CMJ to średnio 256 ± 27 ms (tab. 4.19). Podobnie jest w pozostałych skokach pionowych poddanych badaniom, za wyjątkiem PCMJ, gdzie czas odbicia to średnio 213 ± 29 ms. Zdaniem Klyszcz-Morciniac, „...w tych ruchach, gdzie czas przyłożenia siły jest ograniczony, jak w odbiciach do skoków akrobatycznych (oraz w DJ; przypis autora), dominującymi czynnikami fizjologicznymi,

determinującymi ich wykonanie, są tempo rekrutacji i częstotliwość wyładowań odpowiednich jednostek motorycznych oraz cechy kurczliwości składających się na nie włókien mięśniowych” [Klyszcz-Morciniec, 2005; s. 90].

5.3. SYNTETYCZNA ANALIZA DANYCH

Szukając odpowiedzi na postawione pytania badawcze, przeprowadzono syntetyczną analizę większości uzyskanych danych.

W odniesieniu do skoku **GCMJ** i **PCMJ**, o wykonaniu poleceń wydanych siatkarkom świadczą zakres ruchu w stawach kończyn dolnych i głębokość zamachu (przysiady), jakie zarejestrowano w tych skokach. Wartości tych parametrów w fazie zamachu pierwszego skoku były istotnie większe a w drugim istotnie mniejsze, w porównaniu do uzyskanych w CMJ. Nie wpłynęło to jednak znamienne na poziom aktywności badanych mięśni w tej fazie. Za wyjątkiem G_{med} w skoku GCMJ i TA oraz ES w skoku PCMJ różnice aktywności nie były istotne statystycznie w porównaniu z CMJ. Natomiast zupełnie odwrotnie przedstawiała się sytuacja w fazie odbicia, gdzie zarówno w GCMJ jak i PCMJ aktywność badanych mięśni różniła się istotnie od tej zarejestrowanej w CMJ. Tu wyjątkiem były jedynie mięśnie TA i RF w GCMJ oraz G_{maks} w PCMJ. W przypadku skoku PCMJ, wpłynęło to zapewne na istotny *wzrost mocy maksymalnej i średniej*, podczas wyraźnie krótszego odbicia oraz na *spadek wielkości wyskoku* w locie, w porównaniu do CMJb. Zdaniem Wanga i wsp. [2002], brak dostatecznej możliwości rozciągnięcia mięśni podczas zamachu, tj. zbyt krótka droga mogła być tego powodem. W skoku GCMJ odbicie trwało dłużej, stąd moc maksymalna i średnia były istotnie mniejsze, jednak wielkość uniesienia ciała w locie osiągnęła identyczną wartość, do tej zarejestrowanej w CMJa. Podobnie uczestnicy badań, przeprowadzonych przez Domire’a i Challisa [2007], wyskoczyli tak samo wysoko ($0,27 \pm 0,06$ cm) ze swojej preferowanej głębokości przysiadu, jak i z głębszej pozycji. Zdaniem autorów, badani nie skakali wyżej z głębszego przysiadu, gdyż zoptymalizowanie wielkości wyskoku, wymagało zmian w koordynacji mięśni. Skakanie z głębokiego przysiadu nie jest często praktykowane, zatem badani prawdopodobnie nie byli w tych skokach tak dobrze skoordynowani, jak ze swojej preferowanej głębokości.

Wracając do związku mocy odbicia z wielkością wyskoku, mając na względzie pracę Króla i Bacika [2000], w której przedstawiono wyniki 255 skaczących osób, zastanawiający jest brak jednoznaczności między trendem zmian obu parametrów w analizowanych przez nas skokach. Zdaniem tych autorów, istnieje silna korelacja między wielkością wyskoku a mocą mechaniczną (maksymalną i średnią). Jednak we wcześniejszym artykule Bartosiewicza

i Wita [1985], uzyskane wyniki 12 skaczących dżudoków wskazywały na brak albo jedynie „przypadkowy” związek wymienionych parametrów. O tym, że moc maksymalna rozwijana podczas odbicia jest doskonałym pojedynczym predyktorem wielkości wyskoku piszą Harman i wsp., [1990] oraz Dowling i Vamos [1993]. Zdaniem Aragon-Vargasa i Grossa [1997a], na poziomie analizy całego ciała najlepszy model statystyczny wykonania skoku pionowego, obejmujący maksymalną i średnią moc mechaniczną, uwzględnił (stanowił) 88% zmienności przyjętego kryterium efektywności tego skoku, natomiast na poziomie segmentowym idealny model stanowił 60% zmienności (s. 27).

Podczas odbicia w skoku **SCMJ** i **WCMJ**, na szczególną uwagę zasługuje aktywność bioelektryczna ES. Ten silny, napędzający tułów mięsień, wykazuje w przypadku **WCMJ** bardzo dużą chwilową aktywność (ponad 150% MVC) w okolicy środkowej części tej fazy, zaś w **SCMJ** największe napięcie (prawie 140% MVC) pojawia się w końcu fazy odbicia i na początku lądowania. Mięsień ten wspomagają jeszcze dwa inne (G_{maks} i RF), których aktywność bioelektryczna w tym czasie nieznacznie wzrasta, inaczej niż w pozostałych skokach. Tak duże zaangażowanie mięśnia ES, niespotykane w żadnym innym skoku, przy współdziałaniu G_{maks} i RF ma odzwierciedlenie w dynamice i kinematyce tych dwóch skoków. Moc mechaniczna (średnia) rozwijana podczas odbicia, jak również wielkość wyskoku osiągnięta w locie, są w **SCMJ** i **WCMJ**, w porównaniu z **CMJ**, istotnie większe. Przy czym faza odbicia w **SCMJ** przebiega (w wartościach bezwzględnych) w podobnym czasie jak w **CMJ**, a w **WCMJ** trwa istotnie dłużej. Natomiast zakresy ruchu stawów kończyn dolnych w obu skokach są porównywalne do zarejestrowanych w **CMJ**. W każdym z tych dwóch skoków inne są jednak przyczyny, które spowodowały zmiany wartości analizowanych parametrów.

W przypadku **SCMJ**, powodem uzyskania wyższego skoku była prawdopodobnie większa motywacja siatkarek, w sytuacji, gdy wydano polecenie „wskocz tak, aby dotknąć głową zawieszanej poprzeczki”. Podobnie postępowali Ford i wsp. [2005], oceniając wpływ czynnika motywującego, w ich przypadku zawieszanej piłki nad osobą wykonującą DJ, na wynik (wielkość wyskoku) oraz maksymalny moment prostujący stawy kończyn dolnych. Zawieszona nad skaczącymi piłka pozytywnie wpłynęła na wielkość wyskoku i zwiększenie maksymalnego momentu prostującego w stawie kolanowym, zarówno u mężczyzn jak i kobiet. W innych badaniach, Horita i wsp. [2002] stwierdzili ścisły związek między momentem siły i pikiem mocy w stawie kolanowym oraz prędkością wylotu, podczas wykonywania skoku w głąb. Mogłoby to oznaczać, że większy moment siły w stawie

kolanowym, stwierdzony w badaniu Forda i wsp. [2005], odegrał swoją rolę zarówno u sportowców płci męskiej, jak i żeńskiej, osiągających większe wielkości wyskoku. Jednak dodatkowy mechanizm przemawiający za lepszym wykonaniem skoku w warunkach motywujących do wysiłku, zdaniem Hority i wsp. [2002], okazał się być różny w zależności od płci. Mężczyźni prawdopodobnie zwiększyli skuteczność skoku pionowego, zmniejszając fazę podporu (ang. *stance phase*) albo czas lądowania, co mogło bardziej efektywnie wpłynąć na wykorzystanie cyklu pracy mięśni rozciąganie – skracanie. Zmniejszenie czasu fazy amortyzacji podczas lądowania wymaga szybszej rekrutacji mięśni. Skrócenie czasu podporu (kontaktu z podłożem) może wiązać się ze zwiększoną początkową sztywnością kolan i lepszą skutecznością, podczas, gdy dłuższy czas kontaktu (absorbujący typ lądowania – ang. *absorbing type landing*), a przez to zwiększone zginanie kolan, może obniżyć efektywność podczas CR-S [Horita i wsp., 2002]. W badaniach Forda i wsp. [2005], mężczyźni cechowali się relatywnie zwiększoną rekrutacją mięśni stawu biodrowego w porównaniu z kobietami, co mogło być częściowo u nich odpowiedzialne, w próbach z czynnikiem motywacyjnym, za wzrost siły w krótszym czasie. Jak już wspomniano, kobiety również zwiększyły swoją wielkość wyskoku w próbie „z piłką nad głową”. Strategia poprawy wyniku kobiet nie opierała się jednak na mechanizmie zmniejszania czasu kontaktu, jak przy CR-S. Zdaniem Forda i wsp. [2005; s. 397], „...zawodniczki, aby poprawić swoją efektywność pracy idą w stronę zwiększania maksymalnego kąta w stawie kolanowym i skokowym...”, tj. zwiększania zakresu ruchu podczas zamachu. Podobnie zachowują się niedoświadczeni skoczkowie, którzy wykazali większy maksymalny kąt zgięcia (w najgłębszym położeniu) podczas skoku w głąb, w porównaniu z doświadczonymi trójskoczkami [Viitasalo i wsp., 1998]. W naszych badaniach, w odniesieniu do kąta w stawie kolanowym i skokowym w chwili zakończenia zamachu (ryc. D.4 i D.11 w DODATKU), jak i samej głębokości zamachu (tab. 4.12), nie stwierdzono istotnych różnic, porównując CMJ ze skokiem z czynnikiem motywującym (SCMJ). Natomiast w badaniach Borzuckiej i wsp. [2016], przeprowadzonych z udziałem przedstawicieli gier sportowych, głębokość zamachu, była w przypadku dziewcząt nawet mniejsza niż u chłopców. Wobec tak różnych wyników, trudno zaakceptować, bez dalszych badań, teorię Hority i wsp. [2002] o różnym mechanizmie dodatkowo wpływającym na efektywność skoku pionowego. Wydaje się, że w skoku **SCMJ**, w porównaniu z CMJ, głównie czynnik motywujący był przyczyną wzrostu mocy w fazie odbicia i wielkości uniesienia ciała siatkarek podczas lotu. O przydatności tego czynnika w zwiększaniu efektywności treningu świadczą wyniki eksperymentu przeprowadzonego przez Króla [2001b]. Po

sześcioletnim treningu skoczności, grupa studentów wychowania fizycznego, ćwiczących z zawieszoną nad głową poprzeczką, zanotowała większy przyrost wielkości wyskoku w CMJ (o 11,1%; wielkość wyskoku wynosiła $40,6 \pm 3,4$ cm na początku eksperymentu i $45,1 \pm 3,8$ cm na jego końcu), niż druga grupa (wzrost o 6,1%; odpowiednio: $39,3 \pm 5,4$ cm i $41,7 \pm 5,6$ cm), która realizując to zadanie, wykonała pracę treningową o tym samym obciążeniu, jedynie zapewniając o swym pełnym zaangażowaniu. W badaniach Moka i wsp. [2017], przeprowadzonych na elicie 523 zawodniczek piłki nożnej i ręcznej, zawieszona nad skaczącymi poprzeczka wpłynęła na zwiększenie wielkości wyskoku w skoku w głąb o 5,6%, tj. w DJ bez poprzeczki wielkość wyskoku wynosiła $41,6 \pm 4,8$ cm, a z poprzeczką $44,0 \pm 5,0$ cm. Ostatnio również Yildiz i Engin [2019] potwierdzili wyniki Króla [2001b], tym razem w badaniach na siatkarzach. W ich przypadku czterotygodniowy trening o mniejszej objętości, przeprowadzony z dodatkowym czynnikiem motywującym (z celem nad głową; ang. *with an overhead target*) spowodował przyrost wielkości uniesienia ciała w locie o 10,1% (odpowiednio: w grupie badawczej $h = 55,7 \pm 6,6$ cm, a w kontrolnej $h = 50,6 \pm 7,7$ cm). W konkluzji napisano „...w takich dyscyplinach jak piłka siatkowa, w których wykonywanie skoków jest najważniejszym wyznacznikiem sukcesu, zaleca się wykonywanie ćwiczeń z celem nad głową, aby poprawić efektywność skoku pionowego” [Yildiz i Engin, 2019; s. 958].

W skoku **WCMJ**, zwiększenie wielkości wyskoku i mocy mechanicznej mogło być spowodowane różnymi przyczynami. Obecnie funkcjonują co najmniej trzy teorie, wyjaśniające większą efektywność skoku w przypadku korzystania z wymachu kończyn górnych, w porównaniu do sytuacji, w której wymachu nie stosowano. **Jedną z najwcześniejszych** była teoria „przekazywania siły” [Payne i wsp., 1968], sugerująca, że gdy w skoku pionowym RR są przyspieszane w górę, na pozostałe części ciała wywierana jest siła zwrócona ku dołowi, natychmiast powodując wzrost siły reakcji podłoża, a dalej popęd siły, zwiększający pionową prędkość OSC ciała. Chociaż ideę tę powtórzył Dapena [1993], nigdy nie została specjalnie przetestowana. Jedynie pośrednie dowody, pochodzące z badań eksperymentalnych [Harman i wsp., 1990] i symulacji komputerowej [Dapena, 1999], wskazują, że może to być zbyt uproszczone. W **drugiej teorii** sugeruje się, że siła reakcji działająca na tułów, spowodowana przyspieszaniem ruchu RR w górę, powoduje spowalnianie szybkości prostowania stawów biodrowych, kolanowych i skokowych, umożliwiając w ten sposób wytworzenie większych sił mięśniowych [Dapena i Chung, 1988; Harman i wsp., 1990]. Długo nie było żadnych bezpośrednich dowodów na poparcie tej teorii. Dopiero

przeprowadzone przez Feltnera i wsp. [1999] badania dostarczyły stosownych danych. Autorzy tej „teorii zwiększania momentu obrotowego” poinformowali o zwiększonych momentach siły w stawie biodrowym i kolanowym podczas fazy napędzania (ang. *propulsive phase*; odbicia – przypis autora) skoku z wymachem RR, ale nie ustalili, w jaki sposób wzrost siły mięśni może prowadzić do poprawy efektywności skoku. **Trzecią teorię** – „ciągnięcia” – zaproponował Harman i wsp. [1990], którzy spekulowali, że w stosunku do późniejszej części skoku z wymachem RR, gdy kończyny górne zaczynają już hamować, ich duża pionowa prędkość względem tułowia pozwala na jego pociągnięcie, przenosząc energię z kończyn górnych na pozostałą część ciała. Teoria ta nie wydaje się być uznawana przez innych autorów i nie została jeszcze zbadana. Zaskakujące jest, jak niewiele wysiłku włożono w testowanie tych teorii, mimo oczywistych korzyści wpływających na efektywność skoku pionowego, jakie daje wymach kończyn górnych. Domire i Challis [2010] również próbowali określić mechanizm zwiększający efektywność skoku pionowego na skutek wymachu RR. Zaproponowali dwie możliwości: wytwarzając (wzbudzając) dodatkową energię oraz przez wolne prostowanie kończyn dolnych, umożliwiające mięśniom pracę w bardziej korzystnym regionie krzywej siła – szybkość (rozdz. 1.1.1.3; ryc. 1.6.). Do określania wkładu każdego z tych mechanizmów, wykorzystali model symulacyjny skoku pionowego i analizę wzbudzonej energii. Wyniki uzyskane w oparciu o ten model wskazują, że oba mechanizmy odgrywają ważną rolę. Wymach RR spowolnił działanie mięśni prostujących stawy biodrowe, co pozwoliło na wygenerowanie większej siły (krzywa Hilla). W symulowanym skoku z wymachem RR praca wykonana w pionie i energia wytworzona przez te mięśnie były większe. Zdaniem Domire i Chalisa [2010], uzyskany wzrost tych parametrów nie był jednak na tyle istotny, aby w pełni wyjaśnić poprawę wykonania skoku. Mięśnie obręczy barkowej generowały znaczną ilość pracy i wzbudzały energię oraz były bezpośrednio odpowiedzialne za o około 30% wzrost efektywności wykonania skoku, który był związany z wymachem RR. Zatem mechanizm uzyskiwania większej wysokości skoku, w skutek wymachu kończyn górnych, nie został jeszcze dostatecznie wyjaśniony. Niemniej jednak stwierdzono, że poprawa wykonania skoku bazuje na kilku współdziałających mechanizmach: neurofizjologicznym, mechanicznym i koordynacyjnym [Lees i wsp., 2004].

Największe różnice, co nie jest zaskoczeniem, odnotowano porównując parametry struktury zewnętrznej i wewnętrznej skoku CMJ z **DJ**. Choć charakterystyka badanych mięśni jest ogólnie – pod względem kształtu – podobna, to przy bliższym zapoznaniu z wykresami EMG zauważymy pewne różnice. Z uwagi na preaktywację i wyraźnie krótszą fazę zamachu

w DJ, średnia aktywność prawie wszystkich mięśni w tej fazie jest w tym skoku istotnie większa. Wyjątkiem jest tylko TA, choć dla tego mięśnia maksymalna wartość napięcia w zamachu jest również większa w DJ. Podobnie istotnie większą średnią aktywność mięśni w DJ stwierdzono w odniesieniu do fazy odbicia. Tu jednak wyjątków jest więcej (G_{med} , BF i RA). Najważniejsza różnica dotyczy mięśnia RA, którego średnia aktywność w tej fazie jest istotnie większa w CMJ. Ciekawe jest również to, że bardzo duża aktywność tego mięśnia, jaką zarejestrowano w DJ, dotyczy, nie tak jak w przypadku pozostałych skoków fazy odbicia, lecz początku fazy lotu. W efekcie bardzo dużej aktywności mięśni napędzających kończyny dolne (ES, G_{maks} , RF i G_{med}), przy czynnym udziale ich antagonistów (RA, BF i TA), zarówno moc maksymalna jak i średnia w fazie odbicia, osiągnęły w DJ największe swoje wartości, spośród wszystkich badanych skoków. Nie bez znaczenia dla wartości uzyskanej mocy był przy tym najkrótszy, spośród wszystkich badanych skoków, bezwzględny czas odbijania się zawodniczek, wynoszący tylko 168 ms. Jednak razem z zamachem (trwającym 142 ms) daje to łączny czas kontaktu stóp z podłożem wynoszący 310 ms. Zdaniem Acero i wsp. [2012], w DJ czas kontaktu z podłożem powinien zawierać się w przedziale 119 – 249 ms. Limit czasowy, ustalony na podstawie kryterium czasowego, z opublikowanych danych i doświadczeń różnych autorów, zapewnia włączenie ścieżki odruchowej CR-S. Krótszy czas odbicia wpłynął również istotnie na zmniejszenie zakresu ruchu w stawie kolanowym i biodrowym w tej fazie. To dynamiczne wykonanie odbicia skutkowało wielkością uniesienia ciała w locie, która w DJ okazała się nieznacznie, ale jednak o 0,007 m większa niż w CMJ. Jednak ten stosunkowo długi czas kontaktu stóp z podłożem, osiągnany przez młode siatkarki, wskazuje na potrzebę dalszego rozwijania, w toku procesu treningowego, ich zdolności siłowo-szybkościowych w przyszłości.

6. WNIOSKI

Na podstawie analizy wyników uzyskanych w toku przeprowadzonych badań oraz w oparciu o wiedzę dotyczącą sposobu wykonania skoków pionowych, zostały sformułowane następujące wnioski:

1. ***Stwierdzono wiele istotnych różnic, w wartościach bioelektrycznej aktywności badanych mięśni, między skokiem z zamachem kończyn dolnych (CMJ) a pozostałymi skokami.*** Szczególnie interesujące dotyczą skoku w głąb (DJ). Już w chwili rozpoczynania DJ aktywność elektryczna większości mięśni stanowiła od 40 do 80% MVC (maksymalnego dowolnego skurczu), co wyraźnie wpłynęło na wartości i charakterystykę EMG w kolejnych fazach. W pozostałych skokach, różnice dotyczyły głównie ekstremalnych wartości osiąganych w czasowych charakterystykach (wykresach) EMG poszczególnych mięśni. Ciekawymi przykładami są mięsień prosty brzucha i prostownik grzbietu, których całe wykresy wyraźnie różnią się od pozostałych, poddanych badaniom mięśni.
2. ***Polecenia wydane siatkarkom, dotyczące rodzaju skoku pionowego (z głębszym – GCMJ a następnie z płytszym – PCMJ zamachem kończyn dolnych), zostały w pełni wykonane.*** W fazie zamachu GCMJ i PCMJ „zakres ruchu” w stawach kończyny dolnej oraz głębokość zamachu (przysiady) były odpowiednio: istotnie większe oraz znamienne mniejsze od zarejestrowanych w CMJ. Wpłynęło to na dalszy przebieg struktury wewnętrznej i zewnętrznej tych skoków. W fazie odbicia, średnia aktywność większości mięśni w GCMJ (5 na 7) i PCMJ (6 na 7) istotnie różniła się od zarejestrowanej w CMJ. Istotne różnice dotyczyły również zdecydowanej większości kinematycznych i kinetycznych parametrów ruchu, poddanych analizie.
3. ***Czynnik motywujący – zawieszona nad głowami skaczących zawodniczek poprzeczka, spełnił swój cel, tj. wpłynęła na wzrost wyniku (wielkości wysokości w locie) i moc rozwijaną w fazie odbicia skoku specjalnego (SCMJ).***
4. ***Wartości głównych parametrów kinetycznych i kinematycznych, w tym kryterium skuteczności techniki ruchu, tj. wielkości wysokości, w większości badanych skoków różniły się istotnie od uzyskanych w CMJ.*** Stwierdzono, że w porównaniu z CMJ wartość tego kryterium, była istotnie mniejsza w PCMJ, a większa w SCMJ i naturalnie w WCMJ. W przypadku mocy rozwijanej podczas odbicia, większą jej wartość osiągnięto w DJ, PCMJ, SCMJ i WCMJ, a w GCMJ była ona mniejsza, w porównaniu z uzyskaną w CMJ. Zarówno „zakres ruchu” w stawach kończyn dolnych jak i głębokość przysiadu w fazie zamachu istotnie odróżniały CMJ od pozostałych skoków pionowych. Wyjątkiem był skok SCMJ,

w którym uzyskano podobne do CMJ wartości tych parametrów. Nie stwierdzono jednego trendu zmian czasu faz zamachu i odbicia między CMJ a pozostałymi skokami.

5. *Wartości wielkości wyskoku, uzyskane w poszczególnych skokach pionowych za pomocą systemu SMART i wyliczone z zapisów platformy siły Kistler, nie były takie same.* Stwierdzono jednak określoną prawidłowość. Wprawdzie wielkość uniesienia ciała w locie, uzyskana oprogramowaniem systemu SMART, była o kilka (3 do 6 cm) większa, jednak trend był dla niemal wszystkich skoków zachowany. Wyjątkiem był jedynie skok WCMJ, w którym wielkość wyskoku, określona systemem SMART, była wyraźnie mniejsza. Prawdopodobnie było to wynikiem większych niedokładności, jakie w przypadku kilku siatkarek powstały na etapie rejestracji położenia markerów, co było spowodowane ich innym nieco wymachem kończyn górnych.

PIŚMIENNICTWO

1. Acero R.M., Sanchez J.A., Del-Omo M.F. (2012) Tests of vertical jump: countermovement jump with arm swing and reaction jump with arm swing. *Strength and Conditioning Journal*, 34(6), 87-93.
2. Akl A-R. (2013) A comparison of biomechanical parameters between two methods of countermovement jump. *International Journal of Sports Science and Engineering*, 7(2), 123-128.
3. Alegre L.M., Lara A.J., Elvira J.L., Aguado X. (2009) Muscle morphology and jump performance: gender and intermuscular variability. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 49(3), 320-326.
4. Anderson F.C., Pandy M.G. (1993) Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. *Journal of Biomechanics*, 26, 1413-1427.
5. Anderson K.G., Behm D.G. (2004) Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(3), 637-640.
6. Anderson K.G., Behm D.G. (2005) Trunk muscle activity increases with unstable squat Movements. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 30(1), 33-45.
7. Arabantzi F., Papadopoulos C., Prassas S., Komsis G., Gourgoulis V. (1998) Electromyographic (EMG) activity of lower extremity musculature during drop jumping from different heights. [In:] H.J. Riehle, M.M. Vieten (eds.) *Proceedings II of the XVIth International Symposium on Biomechanics in Sports*, Universitätsverlag Konstanz GmbH, Germany.
8. Aragon-Vargas L.F. (2000) Evaluation of four vertical jump tests: methodology, reliability, validity, and accuracy. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 4(4), 215-228.
9. Aragon-Vargas L.F., Gross M.M. (1997a) Kinesiological factors in vertical jump performance: difference among individuals. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(1), 24-44.
10. Aragon-Vargas L.F., Gross M.M. (1997b) Kinesiological factors in vertical jump performance: difference within individuals. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(1), 45-65.
11. Artega R., Dorado C., Chavarren J., Calbet J.A.L. (2000) Reliability of jumping performance in active men and women under different stretch loading conditions. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 40, 26-34.

12. Asmussen E., Bonde-Peterson F. (1974) Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 91, 385-392.
13. Atwater A.E. (1979) Biomechanics of overarm throwing movements and of throwing injuries. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 7(1), 43-86.
14. Avela J., Santos P.M., Kyröläinen H., Komi P.V. (1994) Effects of different simulated gravity conditions on neuromuscular control in drop jump exercises. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 65(4), 301-308.
15. Avela J., Komi P.V., Santos P.M. (1996) Effects of differently induced stretch loads on neuromuscular control in drop jump exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 72, 553-562.
16. Baechle T.R. (1994) *Essentials of strength training and conditioning*. Human Kinetics, Champaign IL.
17. Ballreich R. (1983) Analyse und Ansteuerung sportmotorischer Techniken aus biomechanischer Sicht. [In:] H. Rieder et al. (eds.) *Motorik- und Bewegungsforschung*, Verlag Karl Hofmann, Schorndorf, 72-93,
18. Bartlett R. (2009) Introduction to sports biomechanics. Analysing Human Movement Patterns. Routledge Taylor & Francis Group, London.
19. Bartosiewicz G., Wit A. (1985) Skoczność czy moc. *Sport Wyczynowy*, 6, 7-14.
20. Bartosiewicz G., Danielewicz E., Gajewski J., Trzaskoma Z., Wit A. (1990) Evaluation of strength-velocity characteristics in athletes. [In:] N. Berne, A. Cappozzo (eds.), *Proceedings of the Study Institute and Conference on Biomechanics of Human Movement*, Bertec Corp., Formia, Italy: Worthington, Ohio, 426-430.
21. Behm D.G., Anderson K.G., Curnew S. (2002) Muscle force and neuromuscular activation under stable and unstable conditions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 16, 416-422.
22. Bencke J., Damsgaard R., Jergensen P., Sakmose A., Klausen K., Jorgensen K. (1999) Differences in jumping performance of children from different sports. [In:] R.J. Sanders, B.J. Gibson (eds.), *Proceedings of XVIIth International Symposium on Biomechanics in Sports*, (pp. 173-176), Perth, Australia.
23. Billat L. (2001) Interval training for performance a scientific and empirical practice. Special recommendations for middle and long distance running. Part I. Aerobic interval training. *Sports Medicine*, 31, 13-31.

24. Bland J.M., Altman D.G. (1987) Statistical methods for assessing agreement between measurement. *Biochimica Clinica*, 11, 399-404.
25. Bland, J.M., Altman, D.G., (1986) Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1(8), 307-310.
26. Błaszczuk J.W. [2004] *Biomechanika kliniczna*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa.
27. Bobbert M.F. (2001) Dependence of human squat jump performance on the series elastic compliance of the triceps surae: a simulation study. *Journal of Experimental Biology*, 204, 533-542.
28. Bobbert M.F., van Ingen Schenau G.J. (1988) Coordination in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, 21(3), 249-262.
29. Bobbert M.F., van Soest A.J. (2001) Why do people jump the way they do? *Exercise and Sport Sciences Reviews*. 29, 95–102.
30. Bobbert M.F., Casius L.J.R. (2005) Is the Effect of a Countermovement on Jump Height due to Active State Development? *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(3), 440-446.
31. Bobbert M.F., Huijing P.A., van Ingen Schenau G.J. (1986) An estimation of power output and work done by the human triceps surae muscle-tendon complex in jumping. *Journal of Biomechanics*, 19, 899-906.
32. Bobbert M.F., Huijing P.A., van Ingen Schenau G.J. (1987) Drop jumping: I. The influence of jumping technique on the biomechanics of jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 19(4), 332-338.
33. Bobbert M.F., Mackay M., Schinkelshoek D., Huijing P.A., van Ingen Schenau G.J. (1986) Biomechanical analysis of drop and countermovement jump. *European Journal of Applied Physiology*, 54, 566-573.
34. Bobbert M.F., Gerritsen K.G.M., Litjens M.C.A., van Soest A.J. (1996) Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28(11), 1402–1412.
35. Bober T. (1985) Deterministyczny model analizy techniki sportowej. *Zeszyty Naukowe AWF we Wrocławiu*, 41, 117-129.
36. Bober T. (red.) (1986) *Biomechanika. Wybrane zagadnienia*. Wyd. II, Akademia Wychowania Fizycznego, Wrocław.

37. Bober T. (1987) Technika ruchu a prędkość lokomocji. *Zeszyty Naukowe AWF we Wrocławiu*, 45, 161-176.
38. Bober T. (1995) Działanie mięśni w cyklu rozciągnięcie-skurcz a skuteczność techniki sportowej. *Sport Wyczynowy*, 1-2.
39. Bober T., Hay J.G. (1979) Z badań nad kryterium poprawnego przebiegu ruchu poprzedzonego rozmachem. *Sport Wyczynowy*, 6(179), 32-37.
40. Bober T., Zawadzki J (2001) *Biomechanika układu ruchu człowieka*. Wydawnictwo BK, Wrocław.
41. Böhm H., Cole G.K., Brüggemann G-P., Ruder H. (2006) Contribution of Muscle Series Elasticity to Maximum Performance in Drop Jump. *Journal of Applied Biomechanics*, 22, 3-13.
42. Bompa T., Haff G. (2010) *Periodyzacja. Teoria i metodyka treningu*. Biblioteka Trenera Warszawa.
43. Borzucka D., Król H., Rektor Z. (2016) Influence of an extrinsic motivator on mechanical parameters of vertical jump. [In:] K. J. Słomka, G. Juras (eds.) *Current research in motor control V*, The Jerzy Kukuczka Academy of Physical Education, Katowice, 31-42.
44. Bosco C. (1992) La valutazione della forza con in test di Bosco. *Societa Stampa Sportiva*, Rome, 101–117.
45. Bosco C., Komi P.V. (1979) Potentiation of the mechanical behavior of the human skeletal muscle through prestretching. *Acta Physiologica Scandinavica*, 106, 467–472.
46. C.A. Morehouse (eds.) *Exercise and Sport Biology*, Human Kinetics, Champaign, IL, 109-117.
47. Bosco C., Viitasalo J.T. (1983) Potentiation of myoelectrical activity of human muscles in vertical jumps. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 22(7), 549-562.
48. Bosco C., Luhtanen P., Komi PV. (1983) A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 50, 273–282.
49. Bosco C., Tihanyi J., Komi P.V., Fekete G. Apor P. (1982) Store and recoil of elastic energy in slow and fast types of human skeletal muscles. *Acta Physiologica Scandinavica*, 116, 343-349.
50. Buckthorpe M., Morris J., Folland J.P. (2012) Validity of vertical jump measurement devices. *Journal of Sports Sciences*, 30(1), 63-69.

51. Burgomaster K., Heigenhauser M., Gibala M. (2006) Effect of short-term sprint interval training on human skeletal muscle carbohydrate metabolism during exercise and time-trial performance. *Journal of Applied Physiology*, 100(6), 2047-2047.
52. Buško K. (2006) Changes of force-velocity and power-velocity relationships after training performed on cycle ergometer. *Biology and Sport*, 23(1), 17-32.
53. Cavagna G.A. (1985) Force platforms as ergometers. *Journal of Applied Physiology*, 39, 174-179.
54. Cavagna G.A., Dusman B., Margaria R. (1968) Positive work done by the previously stretched muscle. *Journal of Applied Physiology*, 24, 21-32.
55. Cholewicki J., Juluru K., McGill S.M. (1999) Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 32, 13-17.
56. Creveaux T., Monteil K., Haguenaer M., Legreneuer P. (2006) Coordinations in unloaded squat jumping. [In:] H. Schwameder, G. Strutzenberger, V. Fastenbauer, S. Lindinger, E. Müller (eds.), *Proceedings of XXIVth International Symposium on Biomechanics in Sports*, Salzburg, Austria, 456-459.
57. Cronin J.B., McNair P.J., Marshall R.N. (2001) Magnitude and decay of stretch-induced enhancement of power output. *European Journal Applied Physiology*, 84, 575-581.
58. Crowe A., van Atteveldt H, Groothedde H (1980) Simulation studies of contracting skeletal muscles during mechanical stretch. *Journal of Biomechanics*, 13, 333–340.
59. Czajkowski Z. (1987) *Motywacja w działalności sportowej*. Wojewódzka Federacja Sportu, Katowice.
60. Dapena J. (1993) Biomechanical studies in the high jump and implications for coaching. *Modern Athlete and Coach*, 31(4), 7-12.
61. Dapena J. (1999) A biomechanical explanation of the effect of arm actions on the vertical velocity of a standing jump. *Abstracts of the XVIIth Congress of the International Society of Biomechanics*, Calgary, Canada, 10.
62. Dapena J., Chung C.S. (1988) Vertical and radial motions of the body during the take-off phase of high jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20, 290–302.
63. De Luca C. (2006) Electromyography. [In:] J.G. Webster (Ed.) *Medical Devices and Instrumentation*, John Wiley Publisher, 98-109.
64. De Ruyter C.J., Vermeulen G., Toussaint H.M., De Haan A. (2007). Isometric knee-extensor torque development and jump height in volleyball players. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(8), 1336-1346.

65. De Villarreal E.S.S., Kellis E., Kraemer W.J., Izquierdo M. (2009) Determining variables of plyometric training for improving vertical jump height performance: A meta-analysis. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23, 495–506.
66. Devita P., Skelly W.A. (1992) Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(1),108-115.
67. Dietz V., Schmidtbleicher D., Noth J. (1979) Neuronal mechanisms of human locomotion. *Journal of Neurophysiology*, 42, 1212–1222.
68. Domire Z.J., Challis J.H. (2007) The influence of squat depth on maximal vertical jump performance. *Journal of Sports Sciences*, 25(2), 193–200.
69. Domire Z.J., Challis J.H. (2010) An induced energy analysis to determine the mechanism for performance enhancement as result of arm swing during jumping. *Sports Biomechanics*, 9(1), 38-46.
70. Dowling J.J., Vamos L. (1993) Identification of kinetic and temporal factors related to vertical jump performance. *Journal of Applied Biomechanics*, 9, 95-100.
71. Dworak L., Twardowska M., Wojtkowiak T., Kmiecik K., Mączyński J. (2005) Dynamic loads in some movement structures in acrobatics. A preliminary study. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 7(1), 69-76.
72. Eagles A.N., Sayers M.G.L., Bouson M., Lovell D.I. (2015) Current methodologies and implications of phase identification of the vertical jump: A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, 45(9), 1311-1323.
73. Eagles A.N., Sayers M.G.L., Lovell D.I. (2017) Factors that influence ground reaction force profiles during counter movement jumping. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 57(5), 514-520.
74. Earp E., J.E., Kraemer W.T., Newton R.U., Comstock B.a., Fragala M.S., Dunn-Lewis C., Solomon-Hill G., Penwell Z.R., Powell M.D., Volek J.S., Denegar C.R., Häkkinen K. Meresh C.M., (2010) Lower-body muscle structure and its role in jump performance during squat, countermovement, and depth drop jumps. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(3), 722-729.
75. Ebig M., Lephart S.M., Burdett R.G., Miller M.C., Pincivero D.M. (1997) The effect of sudden inversion stress on EMG activity of the peroneal and tibialis anterior muscles in the chronically unstable ankle. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 26(2), 73-77.

76. Elliott B.C., Baxter K.G., Besier T.F. (1999) Internal rotation of the upper-arm segment during stretch-shortening cycle movement. *Journal of Applied Biomechanics*, 15, 381-395.
77. Enoka P.M. (1998) *Osnowy kinezylogii*. Olimpijskaja Literatura, Kijew.
78. Ettema G.J., Huijing P.A., De Haan A. (1992) The potentiating effect of prestretch on the contractile performance of rat gastrocnemius medialis muscle during subsequent shortening and isometric contractions. *Journal of Experimental Biology*, 165, 121-136.
79. Feltner M.E., Bishop E.J. Perez C.M. (2004) Segmental and kinetic contributions in vertical jumps performed with and without an arm swing. *Research Quarterly Exercise and Sport*, 75(3), 216-230.
80. Feltner M.E., Frascetti D.J., Crisp R.J. (1999) Upper extremity augmentation of lower extremity kinetics during countermovement vertical jumps. *Journal of Sports Sciences*, 17, 449-466.
81. Fidelus K. (1970) Miejsce i znaczenie techniki ruchu w teorii sportu. [W:] K. Fidelus (red.) *Sympozjum teorii techniki sportowej*. Sport i Turystyka, Warszawa, 16-22.
82. Fidelus K., Dziewiecki K. (1995) Korelacja błędów w analizie serii wyskoków. *Zeszyty Naukowe AWF Kraków*, 73, 72-77.
83. Ford K.R., Myer G.D., Smith R.L., Byrnes R.N., Dopirak S.E., Hewett T.E. (2005) Use of an overhead goal alters vertical jump performance and biomechanics. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(2), 394-399.
84. Fukashiro S., Komi P.V. (1987) Joint moment and mechanical power of the lower limb during vertical jump. *International Journal of Sports Medicine*, 8(Suppl. 1), 15-21.
85. Fukunaga T., Ichinose Y., Ito M., Kawakami Y., Fukashiro S. (1997) Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 82, 354-358.
86. Garcia-Lopez J., Morante J.C., Oguera-Alday A., Rodriguez-Marrovo J.A. (2013) The type of mat (Contact vs. Photocell) affects vertical jump height estimated from flight time. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(4), 1162-1167.
87. Garcia-Lopez J., Peleteiro J., Rodriguez-Marrovo J.A., Morante J.C., Herrero J.A., Villa J.G. (2005) The validation of a new method that measures contact and flight times during vertical jump. *International Journal of Sports and Medicine*, 26, 294-302.
88. Gardner-Morse M.G., Stores L.A. (1998) The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine*, 23, 86-91.

89. George G.S. (2014) *Championship Gymnastics. Biomechanical Techniques for Shaping Winners*. Designs for Wellness Press Carlsbad, California.
90. Gerodimos V., Zafeiridis A., Perkos S., Dipla K., Manou V., Kellis S. (2008) The contribution of stretch-shortening cycle and arm-swing to vertical jumping performance in children, adolescents, and adult basketball players. *Pediatric Exercise Science*, 20, 379–389.
91. Gittoes M., Irwin G., Mullineaux D., Kerwin D. (2009) Landing strategy modulation in backward rotating piked end tucked somersault dismounts from beam. [In:] A.J. Harrison, R. Anderson, I. Kenny, (eds.), *Proceedings of XXVIIth International Symposium on Biomechanics in Sports*, Limerick, Ireland, 489-492.
92. Glass S.C., Armstrong T. (1997) Electromyographical activity of the pectoralis muscle during incline and decline bench presses. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 11(3), 163-169.
93. Glińska P. (2010) Z kijem, bez marchewki. *Polska Zbrojna*, 7, 27-28.
94. Gracz J. (2007) *Psychologia aktywności sportowej*. Akademia Wychowania Fizycznego, Poznań.
95. Granata K.P., Marras W.S. (2002) Cost-benefit of muscle co-contraction in protecting against Spinal Instability. *Spine*, 25, 1398-1404.
96. Grillner S., Wallen P. (1985) Central pattern generators for locomotion, with special reference to vertebrates. *Annual Review of Neuroscience*, 8(1), 233-261.
97. Grillner S., Zangger P. (1979) On the central generation of locomotion in the low spinal cat. *Experimental Brain Research*, 34(2), 241-261.
98. Ham D.J., Knez W.L., Young W.B. (2007) A deterministic model of the vertical jump: implications for training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(3), 967-972.
99. Hara M, Shibayama A, Arakawa H, Fukashiro S. (2008) Effect of arm swing direction on forward and backward jump performance. *Journal of Biomechanics*, 41, 2806–2815.
100. Harman E.A., Rosenstein M.T., Frykman P.N., Rosenstein R.M. (1990) The effects of arm and countermovement on vertical jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22, 825-833.
101. Harrison A.J., Moroney A. (2007) Arm augmentation of vertical jump performance in young girls and adult females. [In:] H.J. Menzel, M.H. Chagas (eds.). *Proceedings of 25th International Symposium on Biomechanics in Sports*, Ouro Preto, Brasil, 130–133.

102. Hay J.G. (1993) *The biomechanics of sports techniques*. IVth edition, NJ: Prntice-Hall Inc.
103. Hay J.G. Vaughan C.L., Woodworth G.G. (1980), Technique and performance: Identifying the limiting factors. [In:] A. Morecki et al. (eds.), *Biomechanics VII-B*, University Park Press, Baltimore, 511-520.
104. Hay J.G., Reid J.G. (1982) *The anatomical and mechanical bases of human motion*. Prentice-Hall Inc., NJ.
105. Hay J.G., Reid J.G. (1988) *Anatomy, mechanics and human motion*. Prentice-Hall Inc. NJ.
106. Hermens J., Freriks B., Merletti R., Stegman D., Blok J., Rau G. Disselhorst-Klug C., Hägg G. (1999) SENIAM 8: European Recommendations for Surface Electromyography. Roessingh Research and Development b.v., The Netherlands.
107. Herzog W. (1994) Muscle. [In:] B.M. Nigg, W. Herzog (eds.) *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. John Wiley, New York.
108. Herzog W., Schachar R., Leonard T.R. (2003) Characterization of the passive component of force enhancement following active stretching of skeletal muscle. *Journal of Experimental Biology*, 206, 3635–3643.
109. Hewett T.E., Noyes F.R., Barber-Westin S.D., Heckmann T.P. (1998) Decrease in knee joint pain and increase in function in patients with medial compartment arthrosis: A prospective analysis of valgus bracing. *Orthopedics*, 21(2), 131-138.
110. Hewett T.E., Riccobene J.V., Lindenfeld T.N., Noyes F.R. (1999) The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes: a prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 27, 699-706.
111. Hill A.V. (1938) The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings B of the Royal Society Publishing. Biological Sciences*, 136-195.
112. Hochmuth G. (1981) *Biomechanik sportlicher Bewegungen*. Sportverlag, Berlin.
113. Horita T., Kitamura K., Kohno N. (1991). Body configuration and joint moment analysis during standing long jump in 6-yr-old children and adult males. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23(9), 1068-1077.
114. Horita T., Komi P.V., Nicol C., Kyrolainen H. (2002) Interaction between pre-landing activities and stiffness regulation of the knee joint musculoskeletal system in the drop jump: implications to performance. *European Journal of Applied Physiology*, 88,76-84.

115. Hortobagyi T., Solnik S., Gruber A., Rider P., Steinweg K., Helseth J., DeVita P. (2009) Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. *Gait Posture*, 29(4), 558-564
116. Hutchison A.T., Stone A.L. (2009) Validity of Alternative Field System for Measuring Vertical Jump Height. *Journal of Exercise Physiology*, online, 12(3), 6-11.
117. Hudson J.L. (1986) Coordination of segments in the vertical jump. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 18(2), 242-251.
118. Innocenti, B., Facchielli D., Torti S., Verza A. (2006) Analysis of biomechanical quantities during a squat jump: Evaluation of a performance index. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(3), 709-715.
119. Izquierdo M., Häkkinen K., Gonzalez-Badillo J.J., Ibanez J., Gorostiaga E.M. (2002) Effects of long-term training specific on maximal strength and power of the upper and lower extremities in athletes from different sports. *European Journal of Applied Physiology*, 87, 264-271.
120. Jacobs R., Bobbert M.F., Van Ingen-Schenau G.J. (1996) Mechanical output from individual muscles during explosive leg extensions: the role of biarticular muscles. *Journal of Biomechanics*, 29(4), 513-523.
121. Jain A.K., Tiwari M., Naqvi S.A., Jain A. (2015) The effect of six weeks plyometric training on agility in male basketball players. *International Journal of Therapies and Rehabilitation Research*, 4(4), 183-190.
122. Januszewski J., Żarek J. (1995) *Teoria sportu*. Wydawnictwa Skryptowe AWF, Kraków.
123. Jimenez-Reyes P., Samozino P., Cuadrado-Penafiel V., Conceicao F., Gonzalez-Badillo J.J., Morin J-B. (2014) Effect of countermovement on power–force–velocity profile. *European Journal of Applied Physiology*, 114, 2281-2288.
124. Jöris H.J.J., Edwards van Muyen, A. J., van Ingen Schenau G.J., Kemper H.C.G. (1985) Force, velocity and energy flow during the overarm throw in female handball players. *Journal of Biomechanics*, 18, 409-414.
125. Kaneko. M., Komi P.V., Ossi (1984) Mechanical efficiency of concentric and eccentric exercises with medium to fast contraction rates. *Scandinavian Journal of Sports Sciences*, 6(1),15-20.
126. Kenny B., Gregory C. (2006) *Volleyball – step to success*. Human Kinetics, Champaign.

127. Khalid W., Amin M., Bober T. (1989) The influence of upper extremities movement on take-off in vertical jump. [In:] L. Tsarouchas J., Teraudsed, B. Gowitzke, L.Holt (Eds.) *Biomechanics in Sports V*, Hellenic Sports Research Institute, Athens, 375-379.
128. Kibele A. (1998) Possibilities and Limitations in the Biomechanical Analysis of Countermovement Jumps: A Methodological Study. *Journal of Applied Biomechanics*, 14, 105-117.
129. Knudson D. (2007) *Fundamentals of biomechanics*. Springer, Chicago.
130. Kocowski T. (1987) Geneza i funkcje procesów motywacyjnych człowieka. *Przegląd Psychologiczny*, 30, 81-118.
131. Kollias I., Panoutsakopoulos V., Papaiakovou G. (2004) Comparing jumping ability among athletes of various sports: vertical drop jumping from 60 centimeters. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18, 546-550.
132. Komi P.V., Bosco C. (1978) Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Medicine and Science in Sports*, 10, 261-265.
133. Konrad P. (2005) *The ABC of EMG. A practical introduction to kinesiological electromyography*. Version 1.0 April 2005, Noraxon INC., USA.
134. Kornecki S. Zschorlich V. (1994) The nature of the stabilizing functions of skeletal muscles. *Journal of Biomechanics*, 27, 215-225.
135. Król H. (1999) Wpływ warunków zewnętrznych na rezultat czynności motorycznej. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2 (suppl. 1), 95-102.
136. Król H. (2001a) Pomiar czasu biegu treningowego a kinematyka „kroku płotkowego” w zależności od wysokości płotka. [W:] Cz. Urbanik (red.) *Wybrane zagadnienia biomechaniki sportu*, Akademia Wychowania Fizycznego, Warszawa, 83-102.
137. Król H. (2001b) Wpływ czynnika zewnętrznego na kształtowanie rezultatu czynności ruchowej. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 3(suppl. 2), 283-288.
138. Król H. (2004) Influence of an External Factor on Shaping the Mechanical Power in Vertical Jump. [In:] Z. Waśkiewicz, G. Juras, J. Raczek (eds.) *Current research in motor control II*, University School of Physical Education, Katowice, 137-142.
139. Król H. (2016) *Biomechaniczne aspekty ćwiczeń doskonalących technikę sportową*. Akademia Wychowania Fizycznego im Jerzego Kukuczki, Katowice.
140. Król H., Bacik B. (2000) Moc mechaniczna jako ocena zdolności siłowo-szybkościowych człowieka. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2(suppl. 1), 271-276.

141. Król H., Mynarski W. (2005) *Cechy ruchu – charakterystyka i możliwości parametryzacji*. Studia nad motorycznością ludzką, nr 7, Akademia Wychowania Fizycznego, Katowice.
142. Król H., Golas A. (2009) Biomechaniczna analiza wyciskania sztangi leżąc mistrza świata. [W:] C. Urbanik, A. Mastalerz (red.) *Biomechanika sportu i rehabilitacji wybrane zagadnienia*, Akademia Wychowania Fizycznego im. Józefa Piłsudskiego, Warszawa, 111-123.
143. Król H., Mynarski W. (2010) Effect of increased load on vertical jump mechanical characteristics in acrobats. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 12(4), 33-37.
144. Król H., Garbaciak B. (2017) Movement features which describe the flat bench press. *Polish Journal of Sport Tourism*, 24, 79-85.
145. Król H., Gołaś A. (2017) Effect of barbell weight on the structure of the flat bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(5), 1321-1337.
146. Król H., Klyszcz M., Sobota G. (2011) Kompleksowa analiza wolnego przewrotu w tył z miejsca. [W:] C. Urbanik, A. Mastalerz (red.) *Wybrane zagadnienia biomechaniki sportu i rehabilitacji. Tom I*. Akademia Wychowania Fizycznego im. Józefa Piłsudskiego, Warszawa, 81-90.
147. Król H., Klyszcz M., Sobota G. (2014) Takeoff mechanics of the acrobatic tumbling exercises (case study). [In:] C. Urbanik, A. Mastalerz and D. Iwańska (eds.) *Selected Problems of Biomechanics of Sport and Rehabilitation. Vol. II.*, The Józef Piłsudski University of Physical Education, Warsaw, 62-75.
148. Król H., Borzucka D., Rektor Z. (2016) Effect of an extrinsic motivator on mechanical parameters of the counter movement jump used in team sports. *Antropomotoryka. Journal of Kinesiology and Exercise Sciences*, 73(26), 49-58.
149. Król H., Klyszcz-Morciniec M., Sobota G., Nowak K. (2016) The Complex Analysis of Movement in the Evaluation of the Backward Somersault Performance. *Physical Activity Review*, 4, 28-39.
150. Kums T., Ereline J., Gapeyeva H., Paasukr M. (2005) Vertical jumping in young rhythmic gymnasts. *Biology of Sport*, 22(3), 237-246.
151. Laffaye G., Wagner P.P., Tombleson T.I. (2014) Countermovement jump height: gender and sport-specific differences in the force-time variables. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(4), 1096-1105.

152. Laursen P., Jenkins D. (2002) The scientific basis for high-intensity interval training: optimizing training programmes and maximizing performance in highly trained endurance athletes. *Sports Medicine*, 32, 53-73.
153. Lear L., Gross M. (1998) An electromyographical analysis of the scapular stabilizing synergists during a push-up progressions. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 28, 146-157.
154. Leard J.S., Cirillo M.A., Katsnelson E., Kimiatek D.A., Miller T.W., Trebincevic K., Garbalosa J.C. (2007) Validity of two alternative systems for measuring vertical jump height. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(4), 1296-1299.
155. Lee A.M., Edwards R.V. (1984) Assigned and self-selected goals as determinants of motor skill performance. *Education*, 105, 87-91.
156. Lees A., Barton G. (1996) The interpretation of relative momentum data to assess the contribution of the free limbs to the generation of vertical velocity in sports activities. *Journal of Sports Sciences*, 14, 503-511.
157. Lees A, Vanrenterghem J, and De Clercq D. (2004) Understanding how an arm swing enhances performance in the vertical jump. *Journal of Biomechanics*, 37(12), 1929-1940.
158. Linthorne N.P. (2001) Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *American Journal of Physics*, 69(11), 1198-1204.
159. Litkowycz R., Słomka K., Grygorowicz M., Król H. (2010) The influence of plyometrics training on the maximal power of the lower limbs in basketball players. *Antropomotoryka*, 49, 33-44.
160. Locke E.A., Lathan G.P. (2002) Building a practically useful theory of goal setting and task motivation. A 35-year odyssey. *American Psychology*, 57, 705-717.
161. Luhtanen P., Komi P.V. (1978) Segmental contribution to forces in vertical jump. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 38, 181-188.
162. Manal K., Roberts D.P., Buchanan T.S. (2006) Optimal pennation angle of the primary ankle plantar and dorsiflexors. *Journal of Applied Biomechanics*, 22, 255-263.
163. Márquez G., Aguado X., Alegre L.M., Fernandez-Del-Olmo M. (2013) Neuromechanical adaptation induced by jumping on an elastic surface. *Journal of Electromyography Kinesiology*, 23(1), 62-69.

164. Márquez G., Alegre L.M., Jaén D., Martin-Casado L., Aguado X. (2017) Sex differences in kinetic and neuromuscular control during jumping and landing. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interaction*, 17(1), 409-416.
165. Masci I., Vannozzi G., Gizzi L., Bellotti P., Felici F. (2010) Neuromechanical evidence of improved neuromuscular control around knee joint in volleyball players. *European Journal of Applied Physiology*, 108(3), 443-450.
166. Mauch M., Rist H-J., Kaelin X. (2014) Reliability and validity of two measurement systems in the quantification of jump performance. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 62(1), 57-63.
167. McBride J.M., McCaulley G.O., Cormie P. (2008) Influence of preactivity and eccentric muscle activity on concentric performance during vertical jumping. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22, 750-757.
168. McKinley P., Pedotti A. (1992) Motor strategies in landing from a jump: the role of skill in task execution. *Experimental Brain Research*, 90, 427-440.
169. McMahon T.A., (1984) *Muscles, reflexes, and locomotion*. Princeton University Press, New Jersey.
170. McNeal J.R., Sands W.A., Shultz B.B. (2007) Muscle activation characteristics of tumbling take-offs. *Sports Biomechanics*, 6, 375-390.
171. McNitt-Gray J.L., Hester D.M.E., Mathiyakom W., Munkasy B.A. (2001) Mechanical demand and multijoint control during landing depend on orientation of the body segments relative to the reaction force. *Journal of Biomechanics*, 34, 1471-1482.
172. Meinel K. (1960) *Bewegungslehre – Sportmotorik*. Volk und Wissen, Berlin (Ost).
173. Meinel K., Schnabel G. (1976, 1998) *Bewegungslehre – Sportmotorik*. 4 u. 9 Aufgabe, Volk und Wissen Volkseigener Verlag, Sport Verlag, Berlin.
174. Miller M.G., Herniman J.J., Ricard M.D., Cheatham C.C., Michael T.J. (2006) The effects of a 6-week plyometric training program on agility. *Journal of Sports Science and Medicine*, 5, 459-465.
175. Mills C., Pain M.T.G., Yeadon M.R. (2009) Reducing ground reaction forces in gymnastics landings may increase internal loading. *Journal of Biomechanics*, 42, 671-678.
176. Mok K.M., Bahr R., Krosshaug T. (2017) The effect of overhead target on the lower lomb biomechanics during a vertical drop jump test in elite female athletes. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 27(2), 161-166.

177. Moritani T., Oddson L., Thorstensson A. (1991) Phase-dependent preferential activation of the soleus and gastrocnemius muscles during hopping in humans. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1, 34–40.
178. Myer G.D., Ford K.R., Palumbo J.P., Hewett T.E. (2004) Comprehensive neuromuscular training improves both performance and lower extremity biomechanics in female athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18, 551-556.
179. Myklebust G., Engebretsen L., Braekken I.H., Skjølberg A., Olsen O.E., Bahr R. (2003) Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: a prospective intervention study over three seasons. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 13, 1-78.
180. Neves T.J., Johnson W.A., Myrer J.W., Seeley M.K. (2011) Comparison of the traditional, swing, and chicken wing volleyball blocking techniques in NCAA division I female athletes. *Journal of Sports Science and Medicine*, 10, 452–457.
181. Newton R.U., Kraemer W.J. (1994) Developing explosive muscular power: implications for a mixed methods training strategy. *Strength and Conditioning Journal*, October, 20-31.
182. Newton R.U., Kraemer W.J., Häkkinen K. (1999) Effects of ballistics training on preseason preparation of elite volleyball players. *Medicine and Science in Sports Exercise*, 31, 323-330.
183. Nosiadek L. (2006) *Synteza modeli biomechanicznych ciała człowieka opisujących zeskoki na podstawie badań doświadczalnych*. Praca doktorska. Politechnika Krakowska im. Tadeusza Kościuszki, Kraków.
184. Nuzzo J.L., Anning J.H., Scharfenberg J.M. (2011) The reliability of three devices used for measuring vertical jump height. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(9), 2580-2590.
185. Oddson L. (1989) What factors determine vertical jumping height? [In:] L. Tsarouchas J., Teraudsed, B. Gowitzke, L.Holt (eds.) *Biomechanics in Sports V*, Hellenic Sports Research Institute, Athens, 393-401.
186. Pain M.T.G., Mills C., Yeadon M.R. (2007) Optimizing landing strategies to minimize injury risk during gymnastics landing. [In:] *Mathematics in Sports Books of Abstracts*, The Lowy, Salford, UK, 300-308.
187. Pandy M.G., Zajac F.E., Sim E., Levine W.S. (1990) An optimal control model for maximum-height human jumping. *Journal of Biomechanics*, 23, 1185-1198.

188. Papageorgiou A., Spitzley W. (2003) *Handbook for competitive volleyball*. Meyer and Meyer Sport, Oxford.
189. Patterson M., Cualfield B. (2010) A method for monitoring reactive strength index. *Procedia Engineering*, 2, 3115–3120.
190. Payne A.H., Slater W.J., Telford T. (1968) The use of a force platform in the study of athletic activities. *Ergonomics* 11, 123–143.
191. Pereira R., Machado M., Miragaya dos Santos M., Pereira L.N, Sampaio-Jorge F. (2008) Muscle activation sequence compromises vertical jump performance. *Serbian Journal of Sports Sciences*, 2(1-4), 85-90.
192. Perrine J.J., Edgerton V.R. (1978) Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading. *Medicine and Science in Sports*, 10, 159-166.
193. Raczek J., (1991a) Koordynacyjne zdolności motoryczne. *Sport Wyczynowy*, 5-6, 2-15.
194. Raczek J. (1991b) *Wytrzymałość dzieci i młodzieży*. Resortowe Centrum Metodyczno – Szkoleniowe Kultury Fizycznej i Sportu, Warszawa.
195. Raczek J. (2010) *Antropomotoryka*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa.
196. Raczek J., Mynarski W. (1992) *Koordynacyjne zdolności motoryczne dzieci i młodzieży. Struktura wewnętrzna i zmienność osobnicza*. Akademia Wychowania Fizycznego, Katowice.
197. Radliffe J.C., Farentinos R.C., (1999) *High-powered plyometrics*. Human Kinetics, Champaign, IL.
198. Rahmani A., Viale F., Delleau G., Lacour J-R. (2001) Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 84, 227-232.
199. Rassier D.E., Herzog W., Wakeling J., Syme D.A. (2003) Stretch induced, steady-state force enhancement in single skeletal muscle fibers exceeds the isometric force at optimum fiber length. *Journal of Biomechanics*, 36,1309–316.
200. Ratow I.P. (1994) *Dwigatielnyje wozmożnosti čłowieka*. Połymja, Mińsk.
201. Redenkovic O., Stankovic M. (2012) Kinematic parameters differences between the countermovement jump (CMJ) and squat jump (SJ). *RIK*, 2, 257-261.
202. Reykowski J. (1975) Emocje i motywacja. [W:] T. Tomaszewski (red.) *Psychologia*, Państwowe Wydawnictwo Naukowe, Warszawa, 566-628.
203. Riggs M.P., Sheppard J.M. (2009) The relative importance of strength and power qualities to vertical jump height of elite beach volleyball players during the counter-movement and squat jump. *Journal of Human Sport and Exercise*, 4(3), 221-236.

204. Robertson D.G.E., Wilson J-M.J., St. Pierre T.A. (2008) Lower extremity muscle functions during full squats. *Journal of Applied Biomechanics*, 24, 333-339.
205. Rogers S.A., Hassmén P., Hunter A., Alcock a., Crewe S.T., Strauts J.A., Gilleard W.L., Weissensteiner J.R. (2018) The Validity and Reliability of the MyJump2 Application to Assess Vertical Jumps in Trained Junior Athletes. [In:] *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, Routledge Taylor & Francis Group online <https://doi.org/10.1080/1091367X.2018.1517088>
206. Ruan M., Li L. (2008) Influence of a horizontal approach on the mechanical output during drop jumps. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 79, 1-9.
207. Sadowski J. (2005) *Coordination motor abilities in scientific research*, Akademia Wychowania Fizycznego, Kraków.
208. Samozino P., Morin J-B., Hintzy F., Belli A. [2008] A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump. *Journal of Biomechanics*, 41, 2940–2945.
209. Sanders R.H. (1999) A model of kinematic variables determining height achieved in water polo boosts. *Journal of Applied Biomechanics*, 15, 270-283.
210. Sayers S.P., Harackiewicz D.V., Harman E.A., Frykman P.N., Rosenstein M.T. (1999) Cross-validation of three jump power equations. *Medicine and Science in Sports Exercise*, 31(4), 572-577.
211. Schmidt R.A. (1982) *Motor control and learning: A behavioral emphasis*. Human Kinetics Publishers, Champaign, IL.
212. Schmidt R.A. (1991) *Motor learning and performance*. Human Kinetics Books, Champaign, IL.
213. Schmidtbleicher D. (1992) Training for power events. [In:] P.V. Komi (Ed.) *Strength and power in sport*, Blakwell Scientific, Boston, 381-395.
214. Schmidtbleicher D. (2000) Strength training in high performance athletes. [In:] C.P. Lee, (ed.) *Proceedings 2nd International Conference on Weightlifting and Strength Training*, Ipoh, Malaysia, 10-21.
215. Sforza C., Turci M., Grassi G.P., Shirai Y.F., Pizzini G., Ferrario V.F. (2002) Repeatability of mae-geri-keage in traditional karate: a three-dimensional analysis with black-belt karateka. *Perceptual and Motor Skills*, 95, 433-444.
216. Sheppard J.M., Cronin J.B., Gabbett T.J., McGuigan M.R., Etxebarria N., Newton R.U. (2008) Relative importance of strength, power, and anthropometric measures to jump

- performance of elite volleyball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22, 758–765.
217. Shetty A.B., Etnyre B.R. (1989) Contribution of arm movement to the force components of a maximum vertical jump. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 11, 198-201.
218. Slemaker R., Browning R. (1996) *Serious training for endurance athletes*. Human Kinetics,
219. Sorensen H., Zacho M., Simonsen E.B., Dyhre-Poulsen P., Klausen K. (1996) Dynamics of the martial arts high front kick. *Journal of Sports Sciences*, 14, 483-495.
220. Sotiropoulos K., Smilios I., Christou M., Barzouka K., Spaias A., Douda H., Tokmakidis S.P. (2010) Effect of warm-up on vertical jump performance and muscle electrical activity using half-squats at low and moderate intensity. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9, 326-311.
221. Sozański H. (1992) *Wytrzymałość*. [W:] T. Ulatowski (red.), *Teoria Sportu*. UKFiT, Warszawa, 236-261.
222. Sozański H. (1993) *Podstawy teorii treningu*. Resortowe Centrum Metodyczno-Szkoleniowe Kultury Fizycznej i Sportu, Warszawa.
223. Staniak Z. (1997) Opis techniczny systemu Multi Vertical Jump (MVJ_v_1.0) do pomiaru charakterystyki mechanicznej wyskoków na platformie dynamometrycznej. Wydruk komputerowy.
224. Struzik A., Juras G., Pietraszewski B., Rokita A. (2016) Effect of drop jump technique on the reactive strength index. *Journal of Human Kinetics*, 52,157-164.
225. Svantesson U., Grimby G., Thomee R. (1994) Potentiation of concentric plantar flexion torque following eccentric and isometric muscle actions. *Acta Physiologica Scandinavica*, 152, 287-293.
226. Szopa J., Mleczko E., Żak S. (1996) *Podstawy antropomotoryki*. Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa-Kraków.
227. Talpey S.T., Young W.B., Beseler B. (2016) Effect of instructions on selected jump squat variables. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(9), 2508–2513.
228. Ulatowski T. (1981) *Teoria i metodyka sportu*. Sport i Turystyka, Warszawa.
229. Van Ingen Schenau G.J. (1984) An alternative view of the concept of utilization elastic energy in human movement. *Human Movement Science*, 3, 301-336.

230. Van Ingen Schenau G.J., Bobbert M.F., H. Rozendal R.H. (1987) The unique action of biarticular muscles in complex movements. *Journal of Anatomy*, 155, 1-15.
231. Van Ingen Schenau G.J., Bobbert M.F., De Haan A. (1997) Does elastic energy enhance work and efficiency in the stretch-shortening cycle? *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 389-415.
232. Van Soest A.J., Bobbert M.F. (1993) The contribution of muscle proprieties in the control of explosive movements. *Biological Cybernetics*, 69, 195-204.
233. Van Soest A.J., Schwab A.L., Bobbert M.F., Van Ingen Schenau G. J. (1993). The influence of the biarticularity of the gastrocnemius muscle on vertical-jumping achievement. *Journal of Biomechanics*, 26, 1-8.
234. Van Zandwijk J.P., Bobbert M.F., Munneke M, Pas P. (2000). Control of maximal and submaximal vertical jumps. *Medicine and Science in Sports Exercise.*, 32(2), 477-485.
235. Vaverka F., Jandačka D., Zahradník D., Uchytíl J., Farana R., Supej M., Vodičar J. (2016) Effect of an arm swing on Countermovement vertical jump performance in elite volleyball players. *Journal of Human Kinetics*, 53, 41-50.
236. Vescovi J.D. (2008) Plyometric, speed, and agility exercise prescription. [In:] T.J. Chandler, L.I. Brown (Eds.) *Conditioning for Stretch and Human Performance*. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 3, 15, 306-348.
237. Viitasalo J.T., Salo A., Lahtinen J. (1998) Neuromuscular functioning of athletes and non-athletes in drop jump. *European Journal of Applied Physiology*, 78(5), 432-440.
238. Voigt M., Simonsen E.B., Dyhre-Poulsen P., Klausen K. (1995) Mechanical and muscular factors influencing the performance in maximal vertical jumping after different prestretch loads. *Journal of Biomechanics* 28(3), 293-307.
239. Wallace B.J., Kernozek T.W., Mikat R.P., Wright G.A., Simons S.Z., Wallace K.L. (2008) A comparison between back squat exercise and vertical jump kinematics: implications for determining anterior cruciate ligament injury risk. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(4), 1249-1258.
240. Wallmann H.W., Marcer J.A., McWroter J.W. (2005) Surface Electromyographic Assessment of the Effect Static Stretching of the Gastrocnemius on Vertical Jump Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(3), 684-688.
241. Walsh M., Arapatzis A., Schade F., Brüggemann G-P. (2004) The effect of drop jump starting height and contact time on power, work performed, and moment of force. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18, 561-566.

242. Walsh M.S., Waters J.A., Böhm H., Potteiger J.A. (2007) Gender bias in jumping kinetics in national collegiate athletic association division I basketball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(3), 958-962.
243. Wang L-I., Lin D-C., Huang C., Yang C-H. (2002) Biomechanical analysis during countermovement jump in children and adults. [In:] K.E. Gianikellis (ed.) *Proceedings XX International Symposium on Biomechanics in Sports*, Caceres - Extremadura, Spain, 374-377.
244. Wickiewicz T.L., Roy R.R., Powell P.L., Perrine J.J., Engerton V.R. (1984) Muscle architecture and force-velocity relationships in humans. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, 57(2), 435-443.
245. Wikstrom E.A., Tillman M.D., Schenker S., Borsa P.A. (2008) Failed jump landing trials: deficits in neuromuscular control. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 18(1), 55-61.
246. Wilk K.E., Voight., Keirns M.A., Gambetta V., Andrews J.N., Dillman C.J. (1993) Stretch-Shortening Drills for the Upper Extremities: Theory and Clinical Application. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 17(5), 225-239.
247. Wilson G.J., Elliott B.C., Wood G.A. (1991) The effect on performance of imposing a delay during a stretch-shortening cycle movement. *Medicine and Science in Sport and Exercises*, 23, 364-370.
248. Yildiz M., Engin O. (2019) Further improvement of vertical jumping performance of volleyball players through targeted plyometric training. *International Journal of Human Sciences*, 16(4), 951-958.
249. Yang J.F., Winter D.A. (1984). Electromyographic amplitude normalization methods: Improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 65, 517-521.
250. Young W.B., Pryor J.F., Wilson G.J. (1995) Effect of instructions on characteristics of countermovement and drop jump performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 9(4), 232-236.
251. Zaggelidis G., Lazaridis S. (2013) Muscle activation profiles of lower extremities in different throwing techniques and in jumping performance in elite and novice Greek judo athletes. *Journal of Human Kinetics*, 37, 63-70.
252. Zajac F.E. (1993) Muscle coordination of a movement: A perspective. *Journal of Biomechanics*, 26, 109-124.

253. Zehr E.P., Sale D.G., Dowling J.J. (1997) Ballistic movement performance in karate athletes. *Medicine and Science in Sport and Exercises*, 29, 1366-1373.
254. Zimbardo P.G., Johnson R.L., McCann V. (2011) *Psychologia. Kluczowe koncepcje. Tom 1*. Wydawnictwo Naukowe PWN, Ebook.
255. Zink A.J., Perry A.C., Robertson B.L., Roach K.E., Signorile J.F. (2006) Peak power, ground reaction forces, and velocity during the squat exercise performed at different loads. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(3), 658–664.
256. Ziv G., Lidor R. (2010) Vertical jump in female and male volleyball players: A review of observational and experimental studies. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 20, 556–567.

DODATEK

Tabela D.1. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxon dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC – ang. *Maximum Voluntary Contraction* – maksymalny dowolny skurcz) dla całości pierwszego i drugiego skoku z zamachem kończyn dolnych (CMJa i CMJb)

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	<i>T</i>	<i>p</i>
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15		0,0012*
Brzuchaty łudki	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15		0,0007*
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15		0,0012*
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15		0,2560
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15		0,0012*
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15		0,0010*
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{CMJb}	15		0,0012*

gdzie: EMG_{CMJa} – średnia wartość znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśnia w pierwszym skoku z zamachem kończyn dolnych,
 EMG_{CMJb} – średnia wartość znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśnia w drugim skoku z zamachem kończyn dolnych,
T – wartość testu Wilcoxon dla grupy $N < 25$, * - poziom istotności $p < 0,05$.

Tabela D.2. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxon dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) dla całości skoków CMJa i DJ. Wyjaśnienia symboli jak dla tabeli D1

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	<i>T</i>	<i>p</i>
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15		0,0008*
Brzuchaty łudki	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15		0,1914
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15		0,0007*
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15		0,0010*
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15		0,0007*
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15		0,8203
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{DJ}	15		0,0012*

Tabela D.3. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxon dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) dla całości skoków CMJa i GCMJ. Wyjaśnienia symboli jak dla tabeli D1

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	<i>T</i>	<i>p</i>
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15		0,0012*
Brzuchaty łudki	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15		0,0031*
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15		0,0125*
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15		0,0010*
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15		0,0146*
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15		0,0200*
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{GCMJ}	15		0,0010*

Tabela D.4. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) dla całości skoków CMJb i PCMJ. Wyjaśnienia symboli jak dla tabeli D.1

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	<i>T</i>	<i>p</i>
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15		0,0007*
Brzuchaty łudki	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15		0,0038*
Prosty uda	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15		0,0007*
Dwugłowy uda	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15		0,0015*
Prosty brzucha	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15		0,0018*
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15		0,4603
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJb} ; EMG _{PCMJ}	15		0,0012*

Tabela D.5. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) dla całości skoków CMJa i SCMJ. Wyjaśnienia symboli jak dla tabeli D.1

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	<i>T</i>	<i>p</i>
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15		0,0010*
Brzuchaty łudki	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15		0,0012*
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15		0,3635
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15		0,0012*
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15		0,2805
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15		1,0000
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{SCMJ}	15		0,0012*

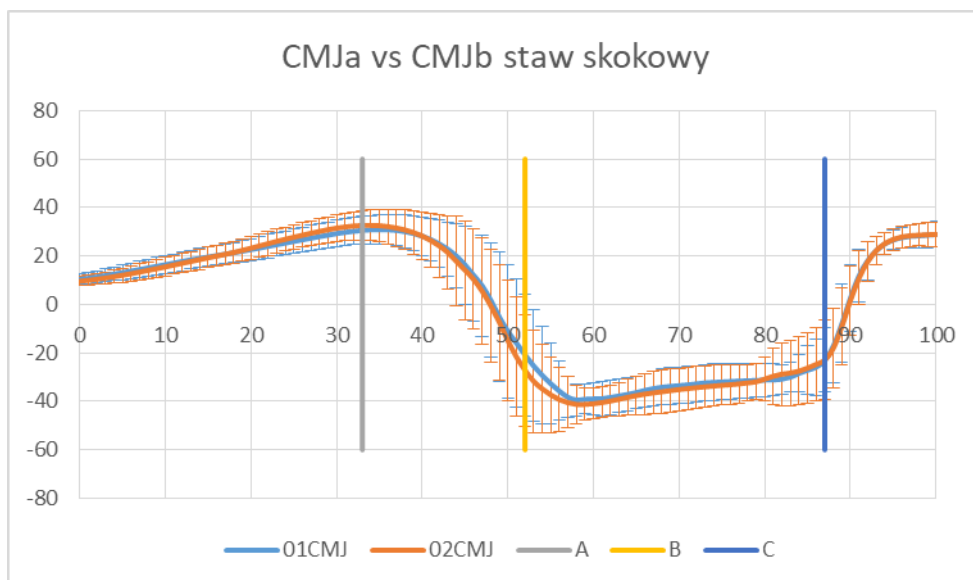
Tabela D.6. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxona dla średnich wartości znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) dla całości skoków CMJa i WCMJ. Wyjaśnienia symboli jak dla tabeli D.1

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	<i>T</i>	<i>p</i>
Piszczelowy przedni	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15		0,8871
Brzuchaty łudki	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15		0,0268*
Prosty uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15		0,3343
Dwugłowy uda	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15		0,0022*
Prosty brzucha	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15		0,0012*
Pośladkowy wielki	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15		0,0008*
Prostownik grzbietu	EMG _{CMJa} ; EMG _{WCMJ}	15		0,0691

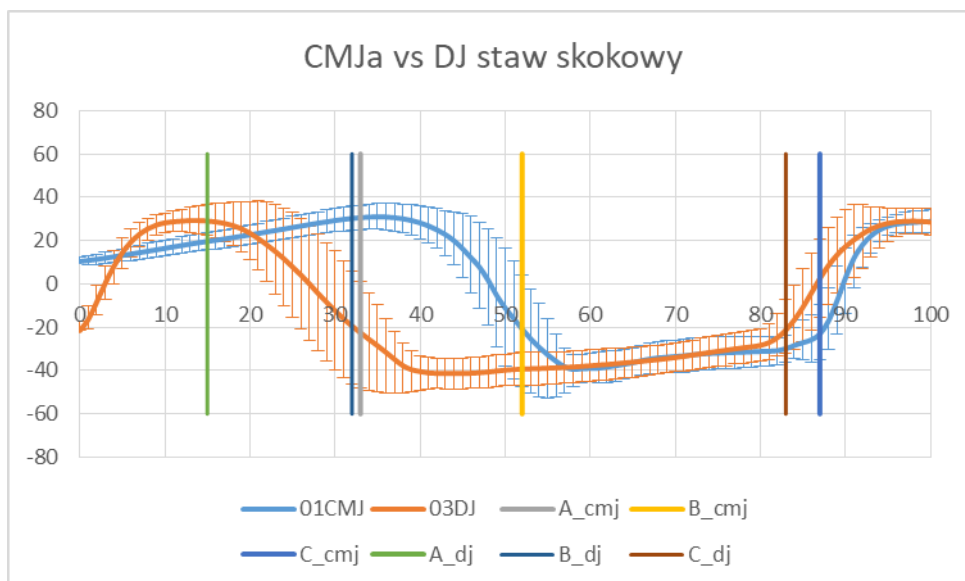
Tabela D.7. Średnie (*Mean*) i ich odchylenia standardowe (*SD*) głównych parametrów dynamicznych i kinematycznych, uzyskanych z dynamogramów skoków pionowych. Liczba badanych $N = 15$

Parametr		CMJa	CMJb	DJ	GCMJ	PCMJ	SCMJ	WCMJ
P_{maks} [W]	<i>Mean</i>	1488,3	1448,7	2326,5	1306,7	1705,4	1496,4	1832,4
	<i>SD</i>	68,5	55,1	248,7	48,3	108,1	52,4	84,9
P_{sr} [W]	<i>Mean</i>	885,9	867,4	1490,5	704,9	1053,4	914,1	944,2
	<i>SD</i>	51,8	48,8	154,8	39,6	72,9	38,5	60,8
h [m]	<i>Mean</i>	0,296	0,298	0,303	0,299	0,276	0,308	0,369
	<i>SD</i>	0,009	0,008	0,010	0,007	0,013	0,008	0,011
t_{zam} [ms]	<i>Mean</i>	438	413	143	510	379	419	693
	<i>SD</i>	46	31	15	39	31	32	52
t_{odb} [ms]	<i>Mean</i>	228	234	155	287	180	229	269
	<i>SD</i>	12	13	17	14	16	10	14
t_{lotu} [ms]	<i>Mean</i>	500	501	509	504	481	511	567
	<i>SD</i>	7	6	8	4	10	7	23
d_{zam} [m]	<i>Mean</i>	0,304	0,316	0,228	0,375	0,241	0,318	0,372
	<i>SD</i>	0,016	0,017	0,023	0,017	0,023	0,014	0,017

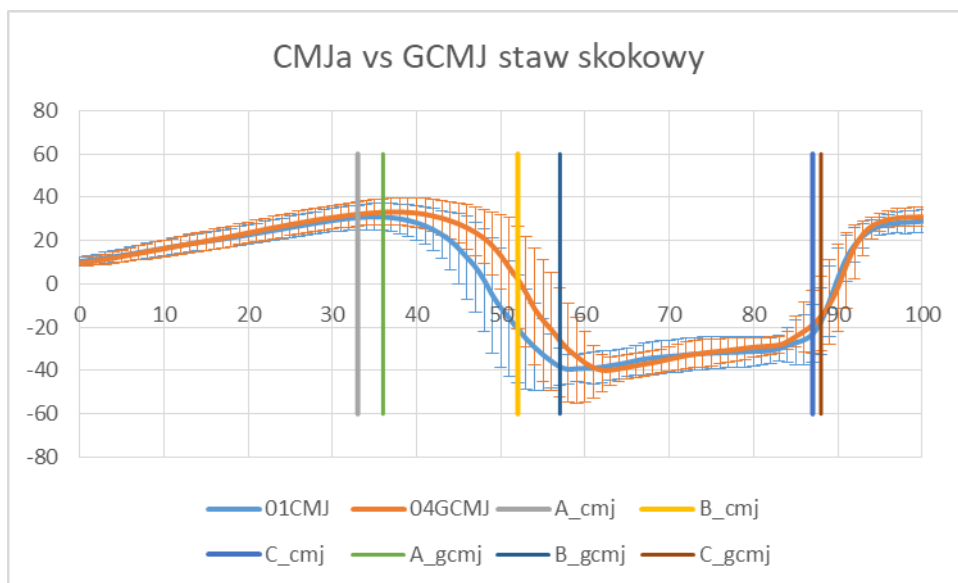
gdzie: P_{maks} – moc maksymalna w fazie odbicia, P_{sr} – moc średnia w fazie odbicia, h – wielkość wysokości, t_{zam} – czas fazy zamachu, t_{odb} – czas fazy odbicia, t_{lot} – czas fazy lotu, d_{zam} – głębokość zamachu.



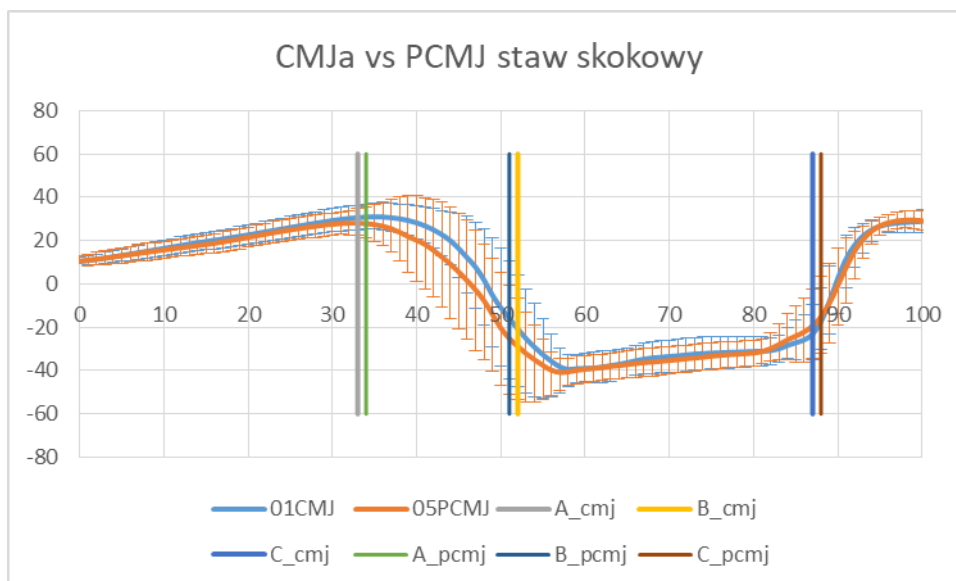
Ryc. D.1. Uśrednione i znormalizowane czasowo [%] charakterystyki kąta względnego [°] w stawie skokowym skoków CMJa i CMJb. Linie pionowe: zielona – koniec fazy zamachu; bordowa – koniec fazy odbicia; niebieska – koniec fazy lotu.



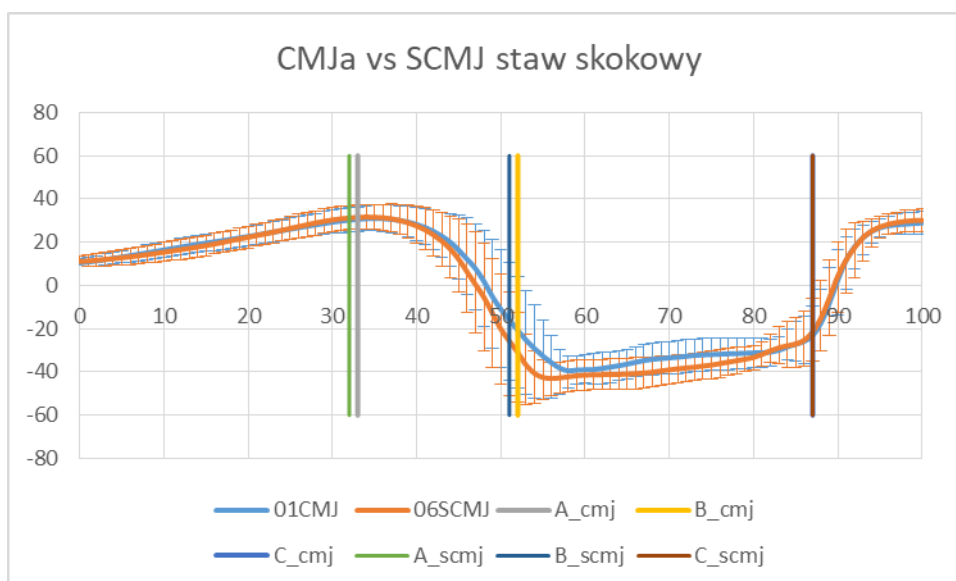
Ryc. D.2. Uśrednione i znormalizowane czasowo [%] charakterystyki kąta względnego [°] w stawie skokowym skoków CMJa i DJ. Linie pionowe: szara – koniec fazy zamachu CMJa; żółta – koniec fazy odbicia CMJa; niebieska – koniec fazy lotu CMJa; zielona – koniec fazy zamachu DJ; ciemno niebieska – koniec fazy odbicia DJ; brązowa – koniec fazy lotu DJ.



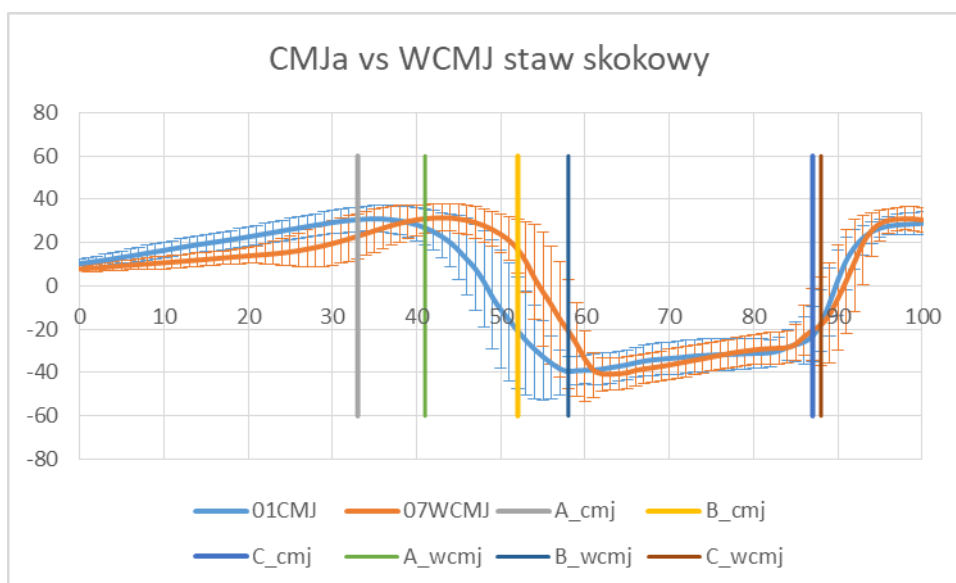
Ryc. D.3. Uśrednione i znormalizowane czasowo [%] charakterystyki kąta względnego [°] w stawie skokowym skoków CMJa i GCMJ. Linie pionowe: szara – koniec fazy zamachu CMJa; żółta – koniec fazy odbicia CMJa; niebieska – koniec fazy lotu CMJa; zielona – koniec fazy zamachu GCMJ; ciemno niebieska – koniec fazy odbicia GCMJ; brązowa – koniec fazy lotu GCMJ.



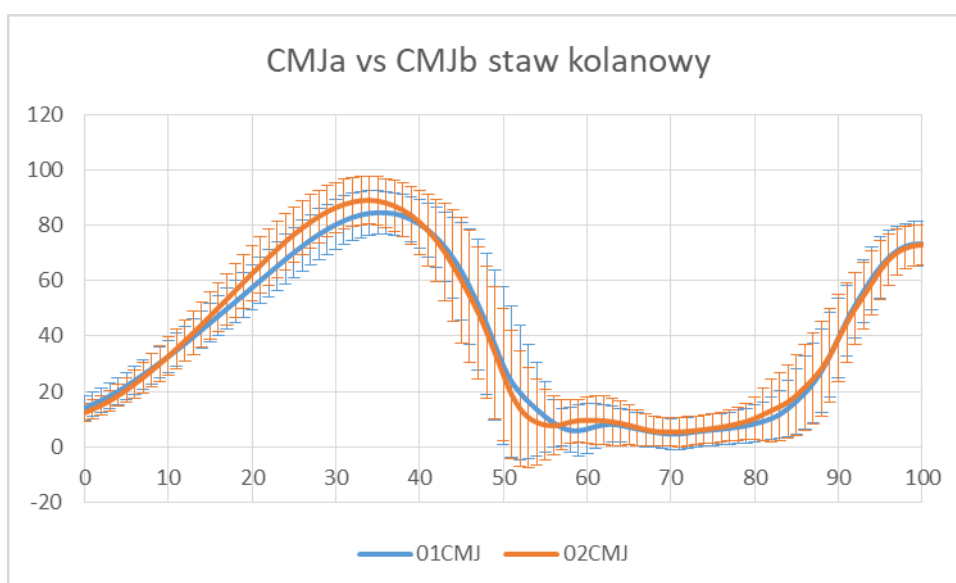
Ryc. D.4. Uśrednione i znormalizowane czasowo [%] charakterystyki kąta względnego [°] w stawie skokowym skoków CMJa i PCMJ. Linie pionowe: szara – koniec fazy zamachu CMJa; żółta – koniec fazy odbicia CMJa; niebieska – koniec fazy lotu CMJa; zielona – koniec fazy zamachu PCMJ; ciemno niebieska – koniec fazy odbicia PCMJ; brązowa – koniec fazy lotu PCMJ.



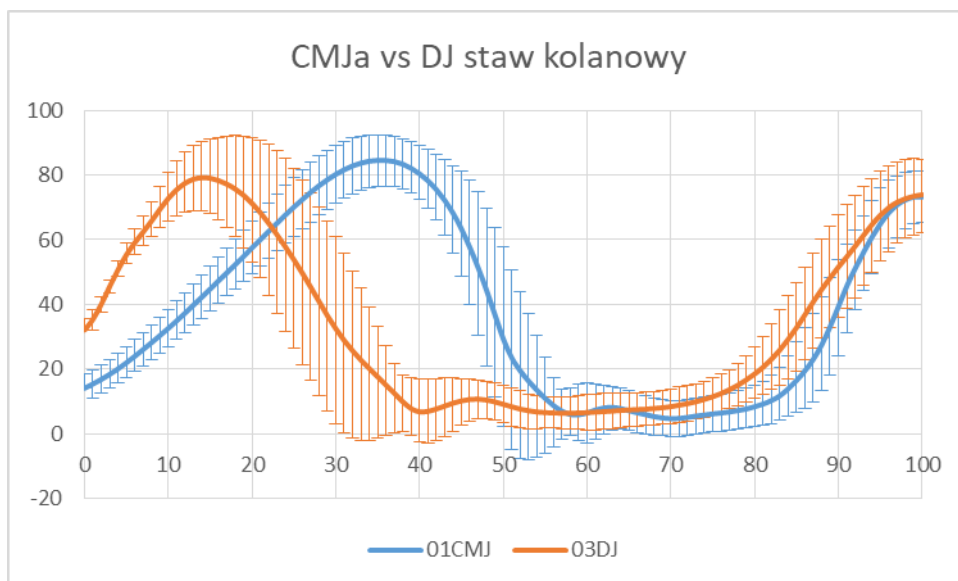
Ryc. D.5. Uśrednione i znormalizowane czasowo [%] charakterystyki kąta względnego [°] w stawie skokowym skoków CMJa i SCMJ. Linie pionowe: szara – koniec fazy zamachu CMJa; żółta – koniec fazy odbicia CMJa; niebieska – koniec fazy lotu CMJa; zielona – koniec fazy zamachu SCMJ; ciemno niebieska – koniec fazy odbicia SCMJ; brązowa – koniec fazy lotu SCMJ.



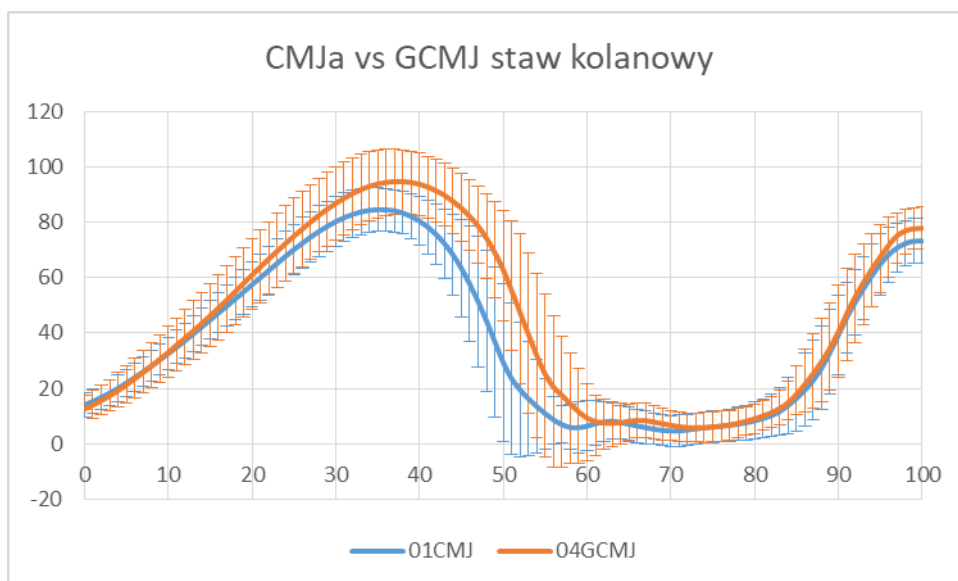
Ryc. D.6. Uśrednione i znormalizowane czasowo [%] charakterystyki kąta względnego [°] w stawie skokowym skoków CMJa i WCMJ. Linie pionowe: szara – koniec fazy zamachu CMJa; żółta – koniec fazy odbicia CMJa; niebieska – koniec fazy lotu CMJa; zielona – koniec fazy zamachu WCMJ; ciemno niebieska – koniec fazy odbicia WCMJ; brązowa – koniec fazy lotu WCMJ.



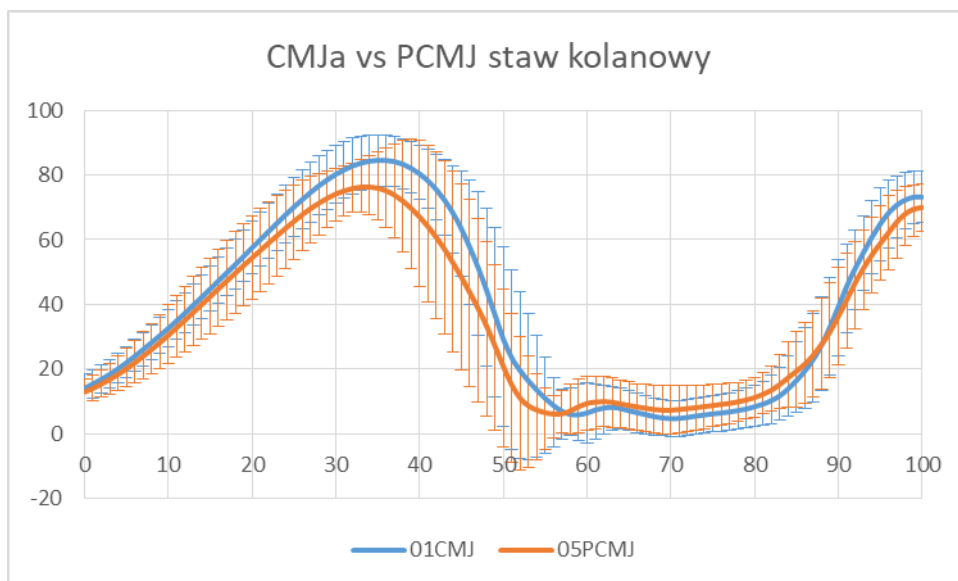
Ryc. D.7. Uśrednione i znormalizowane czasowo [%] charakterystyki kąta względnego [°] w stawie kolanowym skoków CMJa i CMJb.



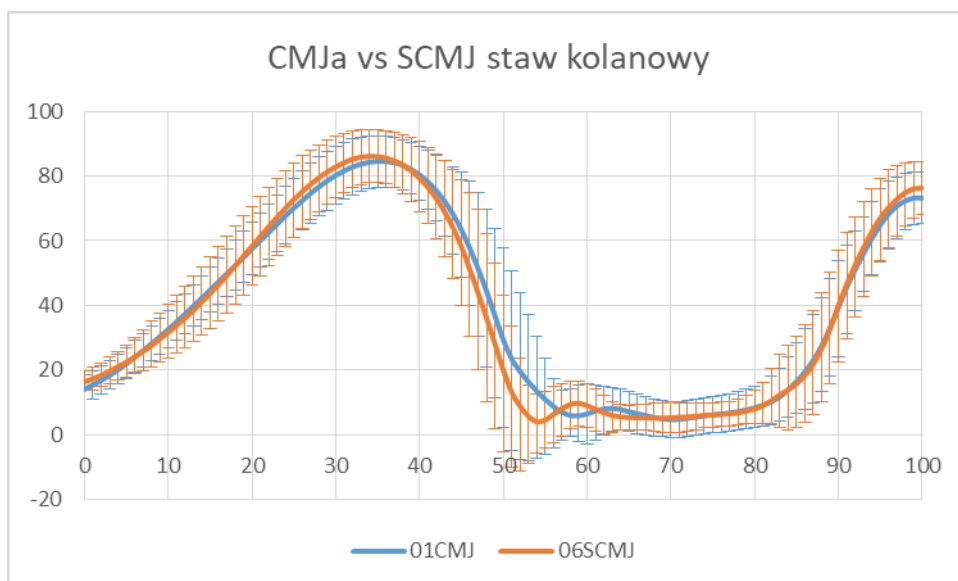
Ryc. D.8. Uśrednione i znormalizowane czasowo [%] charakterystyki kąta względnego [°] w stawie kolanowym skoków CMJa i DJ.



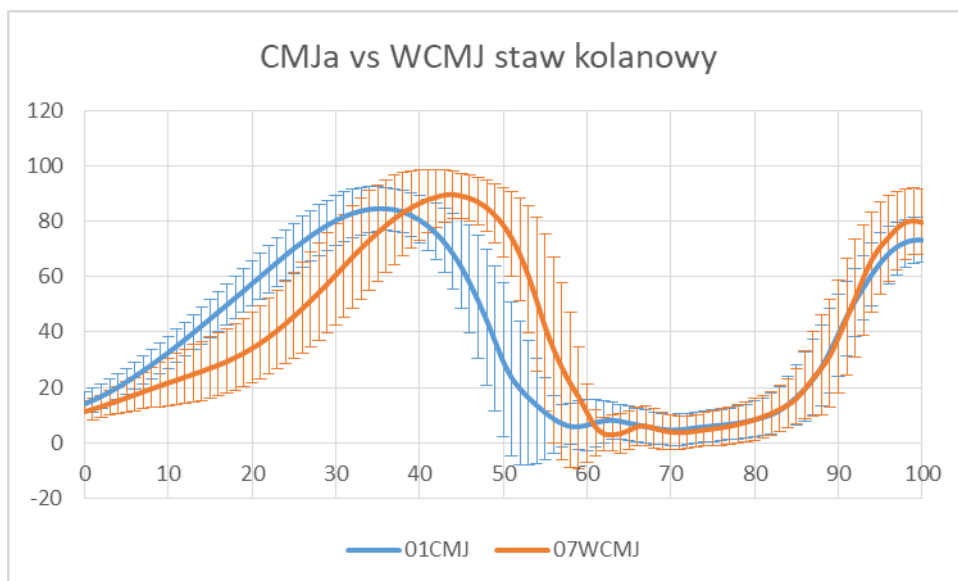
Ryc. D.9. Uśrednione i znormalizowane czasowo [%] charakterystyki kąta względnego [°] w stawie kolanowym skoków CMJa i GCMJ.



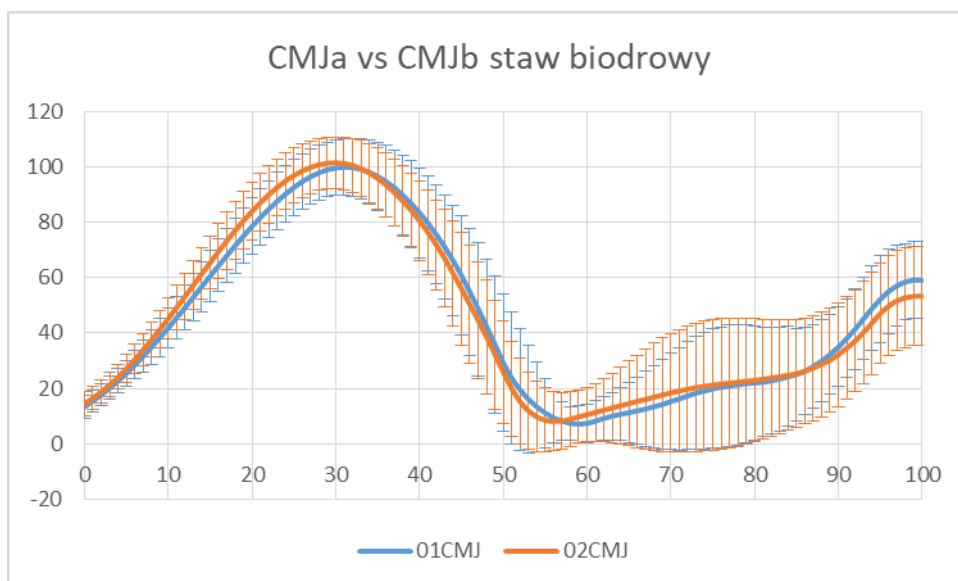
Ryc. D.10. Uśrednione i znormalizowane czasowo [%] charakterystyki kąta względnego [°] w stawie kolanowym skoków CMJa i PCMJ.



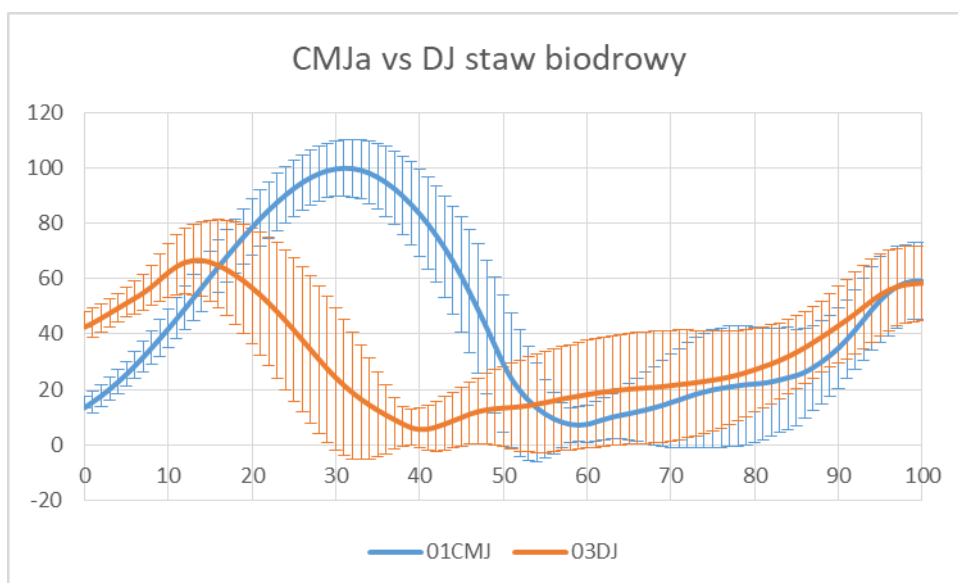
Ryc. D.11. Znormalizowane czasowo charakterystyki [%] kąta względnego [°] w stawie kolanowym skoków CMJa i SCMJ.



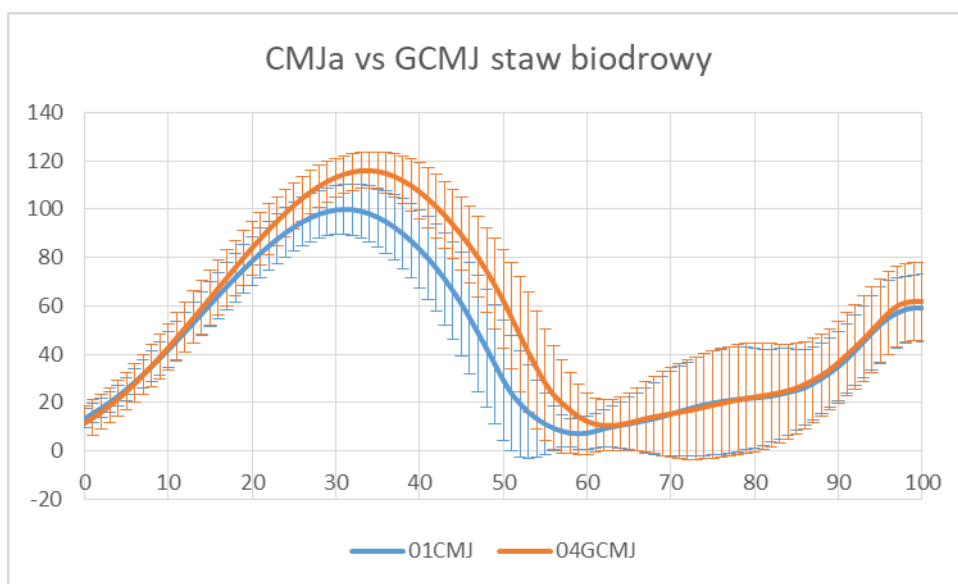
Ryc. D.12. Uśrednione i znormalizowane czasowo [%] charakterystyki kąta względnego [°] w stawie kolanowym skoków CMJa i WCMJ.



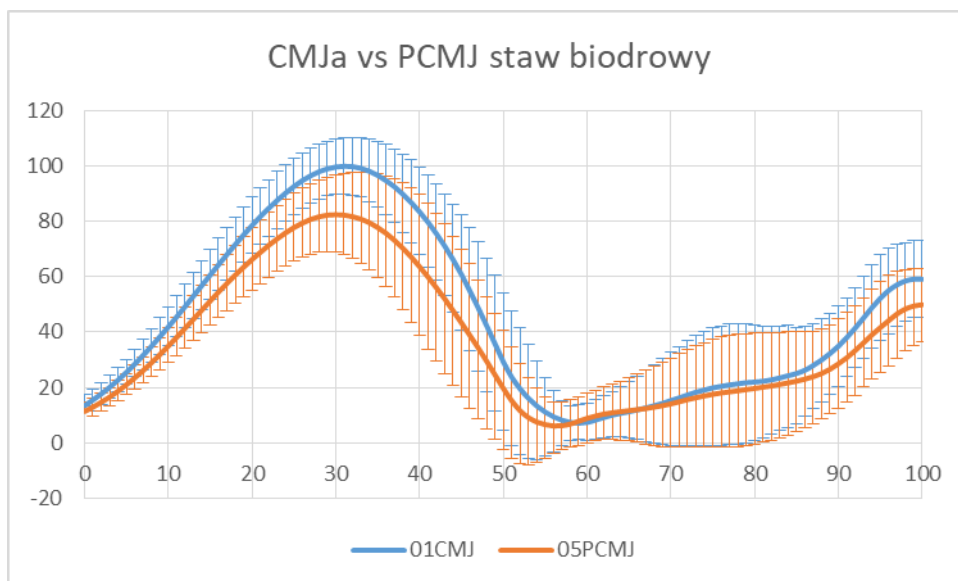
Ryc. D.13. Uśrednione i znormalizowane czasowo [%] charakterystyki kąta względnego [°] w stawie biodrowym skoków CMJa i CMJb.



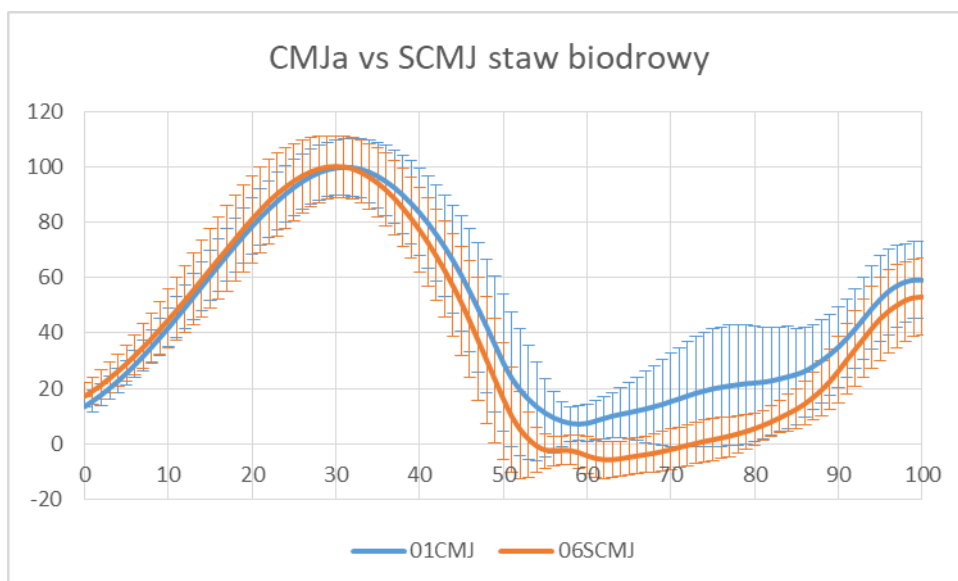
Ryc. D.14. Uśrednione i znormalizowane czasowo [%] charakterystyki kąta względnego [°] w stawie biodrowym skoków CMJa i DJ.



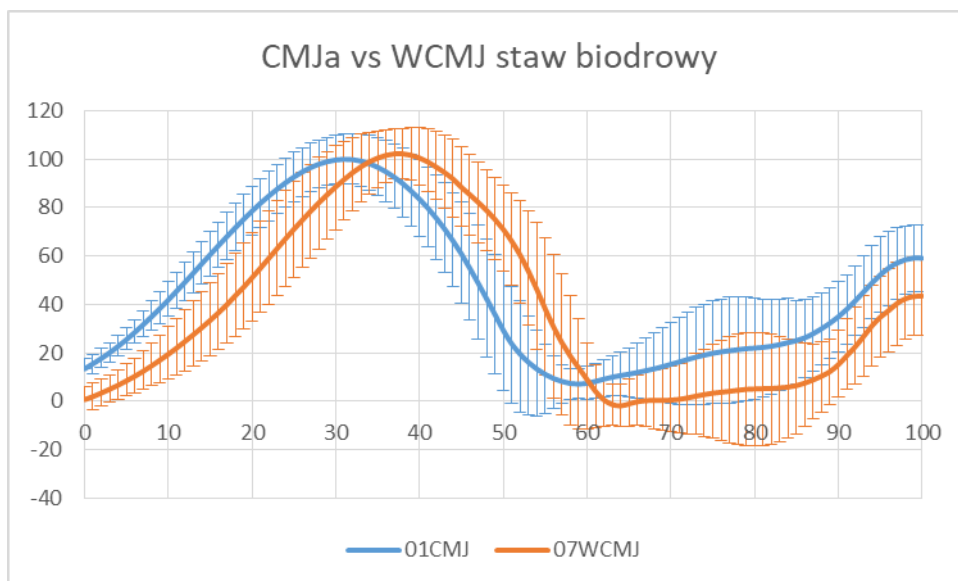
Ryc. D.15. Uśrednione i znormalizowane czasowo [%] charakterystyki kąta względnego [°] w stawie biodrowym skoków CMJa i GCMJ.



Ryc. D.16. Uśrednione i znormalizowane czasowo [%] charakterystyki kąta względnego [°] w stawie biodrowym skoków CMJa i PCMJ.



Ryc. D.17. Uśrednione i znormalizowane czasowo [%] charakterystyki kąta względnego [°] w stawie biodrowym skoków CMJa i SCMJ.



Ryc. D.18. Uśrednione i znormalizowane czasowo [%] charakterystyki kąta względnego [°] w stawie biodrowym skoków CMJa i WCMJ.

STRESZCZENIE

Piłka siatkowa, ze względu na swoją specyfikę, jest bardzo złożoną i trudną dyscypliną sportu. Osiągnięcie sukcesów przez graczy związane jest z codziennym i wielogodzinnym treningiem; wielokrotnym powtarzaniem różnych, mniej lub bardziej skomplikowanych wariantów rozegranych w ataku oraz w obronie. Wymaga olbrzymiej pracy, nie tylko nad zdolnościami motorycznymi, ale także nad sprawnością umysłową.

W piłce siatkowej, podczas gry wykorzystywane są różne sposoby poruszania się po boisku, umożliwiające skuteczny kontakt z piłką. Oprócz specjalnych sposobów przemieszczania, takich jak pady czy rzuty, są oczywiście podstawowe formy lokomocji, tj. chód i bieg. Bardzo ważną czynnością lokomocyjną, specyficzną dla piłki siatkowej jest skok (np. podczas blokowania i ataku piłki, „wystawy” czy zagrywki). W odróżnieniu od biegu czy chodu, skok jest acykliczną czynnością ruchową, w której można wyróżnić cztery fazy: zamachu, odbicia, lotu i lądowania. Główną fazę każdego skoku stanowi odbicie, podczas którego, realizowany jest podstawowy cel, tj. nadanie ciała, niezbędnej do jego przemieszczenia, prędkości (pędu).

Różnego rodzaju skoki wykorzystywane są, jako test oceny mocy kończyn dolnych i tułowia, tj. poziomu przygotowania siłowo-szybkościowego osób ćwiczących, w tym siatkarek/rzy. Najczęściej stosowanym jest skok pionowy z zamachem kończyn dolnych wykonany z miejsca (ang. *standing counter movement jump* – CMJ) [Fukashimo i Komi, 1987; Aragon-Vargas i Gross, 1997 a i b; Riggs i Sheppard, 2009; Król i Mynarski, 2010; Litkowycz i wsp., 2010]. Odmianami CMJ są skok pionowy bez zamachu kończyn dolnych (ang. *squat jump* – SJ) i skok w głąb (ang. *drop, depth jump* – DJ). Dla zwiększenia efektu, ruchy części ciała, wykonywane w teście skoku pionowego, muszą być szybkie i dobrze skoordynowane, aby doprowadzić do udanego, tj. wysokiego, wyskoku. Zwiększenie wielkości wyskoku jest zasadniczym elementem poprawy efektywności ruchu w wielu dyscyplinach sportu, w tym w piłce siatkowej.

Sam test skoku pionowego nie jest „czystym” pomiarem poziomu zdolności siłowo-szybkościowych osoby badanej, zależy jeszcze od sposobu wykonania tej czynności, tj. od techniki ruchu [Hudson, 1986; Bobbert i wsp., 1987; Kollias i wsp., 2004]. Na sposób wykonywania skoku pionowego mają wpływ połączone efekty ekscentrycznego i koncentrycznego skurczu mięśni, obejmujących stawy kończyn dolnych i tułów, zwane cyklem rozciągania – skracania (CR-S), a także to, czy kończyny górne są w wymachu podczas fazy odbicia [Bosco i Komi, 1979; Lees i wsp., 2004a; De Villarreal i wsp., 2009].

Kolejnym, równie ważnym, czynnikiem warunkującym rezultat skoku pionowego, jest właściwe nastawienie osoby ćwiczącej do postawionego przed nią zadania. Jest to składowa szeroko rozumianego przygotowania psychologicznego, które m.in. obejmuje w pełni zaplanowany proces odpowiedniej motywacji ćwiczących do realizacji pracy treningowej i rywalizacji sportowej w czasie zawodów. Zatem, w przypadku prostej czynności ruchowej, jaką jest skok pionowy, decydujący wpływ na wynik, tj. wielkość uniesienia ciała w locie, ma, prócz przygotowania siłowo-szybkościowego i techniki ruchu, wspomniana wcześniej motywacja. Można tak wnioskować choćby na podstawie wcześniejszych doświadczeń naukowych promotora rozprawy [Król, 2001a i 2016]. Wiadomo z nich, że w badaniach techniki czynności sportowych ich struktura ruchu związana jest z nastawieniem (motywacją) osoby ćwiczącej do realizacji postawionego przed nią zadania. Niniejsza rozprawa po części dotyczy aspektu motywacji do osiągnięcia lepszego rezultatu podczas testu CMJ.

Zasadniczym celem pracy jest natomiast ocena wpływu głębokości zamachu kończyn dolnych na strukturę ruchu skoku pionowego. Drugim celem jest ustalenie „zakresu ruchu” zamachu kończyn dolnych w różnych rodzajach skoku pionowego, wykonanych przy stałym poziomie przygotowania siłowo-szybkościowego zawodniczek.

W pracy wykorzystano wyniki badań 15 zawodniczek (w przedziale wieku $15,6 \div 18,4$ lat, o wysokości ciała $181,3 \pm 9,6$ cm i masie $68,5 \pm 8,7$ kg), uczennic Szkoły Mistrzostwa Sportowego w Sosnowcu, o specjalności piłka siatkowa. Siatkarki przygotowywały się do badań, ćwicząc w miarę możliwości w takich samych warunkach. Po rozgrzewce wykonały kolejno:

- skok pionowy z zamachem kończyn dolnych; bez wymachu kończyn górnych – nazywany dalej CMJa,
- skok pionowy z głębszym zamachem kończyn dolnych – GCMJ,
- ponownie skok pionowy z zamachem kończyn dolnych – CMJb
- skok pionowy z płytszym zamachem kończyn dolnych – PCMJ,
- skok w głąb, również bez wymachu kończyn górnych – DJ,
- skok pionowy wykonany na polecenie „wyskocz tak, aby dotknąć głową zawieszanej poprzeczki” – SCMJ (specjalny CMJ),
- skok pionowy z wymachem kończyn górnych – WCMJ.

Korzystając z systemu pomiarowego SMART-E (BTS, Włochy) przeprowadzono wielowymiarową rejestrację ruchu. System składał się z sześciu kamer na podczerwień o częstotliwości 120 Hz, zsynchronizowanych z bezprzewodowym modułem do pomiaru

aktywności elektrycznej mięśni, zwanym Pocket EMG i platformy siły (Kistler, Szwajcaria). Zastosowano zestaw 20 pasywnych markerów, pozwalających na obliczenie niektórych wybranych parametrów osoby badanej. Modelowanie w przestrzeni 3D, jak i obliczenia parametrów kinematycznych wykonano za pomocą programu Smart Analyzer.

Sygnaly elektromiograficzne monitorowano za pomocą jednorazowych elektrod powierzchniowych (pow. 1 cm², chlorkowo-srebrne). Dwie elektrody odległe od siebie o 1 cm umieszczono równolegle do włókien mięśniowych nad brzuściami siedmiu mięśni: piszczelowego przedniego (*tibialis anterior* – TA), przyśrodkowej głowy brzuchatego łydki (*gastrocnemius caput mediale* – G_{med}), prostego uda (*rectus femoris* – RF), głowy długiej dwugłowego uda (*biceps femoris caput longum* – BF), prostego brzucha (*rectus abdominis* – RA), pośladkowego wielkiego (*gluteus maximus* – G_{max}) i odcinka lędźwiowego prostownika grzbietu (*erector spinae pars lumborum* – ES), zgodnie z europejską rekomendacją dla elektromiografii powierzchniowej – SENIAM [Hermens et al., 1999]. Sygnaly EMG pobrano próbkując z częstotliwością 1 kHz. Wszystkie aktywne kanały miały ten sam zakres pomiarowy i były dopasowane do osoby badanej (typowo +/- 5 mV). Sygnaly analogowe zostały zamienione na cyfrowe z rozdzielczością próbkowania 16 bitów i zebrane w urządzeniu pomiarowym. Sygnaly były przesyłane bezpośrednio po pojedynczej próbie do komputera za pośrednictwem sieci Wi-Fi. Po zebraniu danych, sygnaly z każdej próby były zapisywane na dysku twardym, a następnie analizowane przy użyciu oprogramowania Smart Analyzer. Surowy sygnał EMG był filtrowany (filtr pasmowo-przepustowy Butterwortha – 10-250 Hz). Następnie cała fala była wyprostowana i wygładzona przy użyciu wartości skutecznej – średniokwadratowej (RMS), ze 100 ms ruchomym oknem czasowym. Następnie sygnaly RMS EMG zostały znormalizowane do amplitudy maksymalnego dobrowolnego skurczu izometrycznego (MVC), zgodnie z europejskimi rekomendacjami dla elektromiografii powierzchniowej – SENIAM [Hermens et al., 1999; Konrad, 2005]. Dokonano tego przed seriami skoków.

Badanym polecono wykonywanie skoków pionowych z pozycji stojącej z odbiciem od platformy siły Kistler. Aby obliczyć główne parametry mechaniczne najlepiej charakteryzujące skoki pionowe, takie jak: głębokość przysiadu w fazie zamachu, szczytową i średnią moc i czas trwania fazy odbicia oraz wielkość wyskoku, wdrożono oprogramowanie komputerowe MVJ [Staniak, 1997].

Analizując wyniki uzyskane w toku przeprowadzonych badań oraz w oparciu o wiedzę dotyczącą sposobu wykonania skoków pionowych, stwierdzono wiele istotnych

różnic, w wartościach bioelektrycznej aktywności badanych mięśni, pomiędzy skokiem z zamachem kończyn dolnych (CMJ) a pozostałymi skokami. Szczególnie interesujące dotyczą skoku w głąb (DJ). Już w chwili rozpoczynania DJ aktywność elektryczna większości mięśni stanowiła od 40 do 80% MVC, co wyraźnie wpłynęło na wartości i charakterystykę EMG w kolejnych fazach tego skoku. W pozostałych skokach różnice dotyczyły głównie ekstremalnych wartości, osiąganych w czasowych charakterystykach (wykresach) EMG poszczególnych mięśni. Ciekawymi przykładami są mięsień prosty brzucha i prostownik grzbietu, których całe wykresy wyraźnie różnią się od pozostałych, poddanych badaniom mięśni.

Po wydaniu siatkarkom poleceń, dotyczących rodzaju skoku pionowego (z głębszym – GCMJ, a następnie z płytszym – PCMJ – zamachem kończyn dolnych), zostały one w pełni wykonane. W fazie zamachu GCMJ i PCMJ „zakres ruchu” w stawach kończyny dolnej oraz głębokość przysiadu były odpowiednio: istotnie większe oraz mniejsze od zarejestrowanych w CMJ. Wpłynęło to na dalszy przebieg struktury wewnętrznej i zewnętrznej tych skoków. W fazie odbicia, średnia aktywność większości mięśni w GCMJ (5 na 7) i PCMJ (6 na 7) istotnie różniła się od zarejestrowanej w CMJ. Istotne różnice dotyczyły również zdecydowanej większości kinematycznych i kinetycznych parametrów ruchu, poddanych analizie.

Czynnik motywujący, jakim była zawieszona nad głowami skaczących zawodniczek poprzeczka, spełnił swój cel, tj. wpłynął na wzrost wyniku (wielkość wyskoku) i moc rozwijaną w fazie odbicia skoku specjalnego (SCMJ).

Natomiast wartości podstawowych parametrów kinetycznych i kinematycznych, w tym główne kryterium skuteczności techniki ruchu, tj. *wielkości wyskoku*, w większości badanych skoków różniły się istotnie od uzyskanych w CMJ. Stwierdzono, że w porównaniu z CMJ wartość tego kryterium, była istotnie mniejsza w PCMJ, a większa w SCMJ i naturalnie w WCMJ. W przypadku mocy rozwijanej podczas odbicia, większą jej wartość osiągnięto w DJ, PCMJ, SCMJ i WCMJ, a w GCMJ była ona mniejsza, w porównaniu z uzyskaną w CMJ. Zarówno zakres ruchu w stawach kończyn dolnych jak i głębokość przysiadu w fazie zamachu istotnie odróżniały CMJ od pozostałych skoków pionowych. Wyjątkiem był skok SCMJ, w którym uzyskano podobne do CMJ wartości tych parametrów. Nie stwierdzono jednego trendu zmian czasu faz zamachu i odbicia między CMJ, a pozostałymi skokami.

Wartości wielkości wyskoku, uzyskane w poszczególnych skokach pionowych za pomocą systemu SMART i wyliczone z zapisów platformy siły Kistler, nie były takie same.

Stwierdzono jednak określoną prawidłowość. W prawdzie wielkość uniesienia ciała w locie, uzyskana oprogramowaniem systemu SMART, była o kilka (3 do 6) centymetrów większa, jednak trend był dla niemal wszystkich skoków zachowany. Wyjątkiem był skok WCMJ, w którym wielkość wyskoku, określona systemem SMART, była wyraźnie mniejsza. Prawdopodobnie było to wynikiem większych niedokładności, jakie w przypadku kilku siatkarek powstały na etapie rejestracji położenia markerów, co było spowodowane ich nieco innym wymachem kończyn górnych.

SUMMARY

Volleyball is a complex and demanding sport in which players' success is achieved through daily, hours-long training, and multiple repetitions of different, more or less complex, variants of offensive and defensive plays. Volleyball requires a tremendous amount of work from players, not only in terms of their motor skills, but also mental performance.

Volleyball players employ different ways of moving around the court during the game, enabling effective contact with the ball. In addition to volleyball - specific movements such as digs or dives, the players also make use of the basic forms of locomotion such as walking and running. A particularly important volleyball-specific locomotion activity is jumping, e.g. during blocking, attacking, setting, or serving. Unlike running or walking, jumping is an acyclic movement comprising four phases: approach, take-off, flight, and landing. The main phase of each jump is the take-off, during which the main goal of the activity is fulfilled, i.e. giving the body the speed (momentum) required for its displacement (motion).

Various types of jump tests are used in sport to assess athletes' power of lower limbs and the trunk, i.e. the level of their strength-speed preparation. One of the most common jump tests is the standing countermovement jump (CMJ) test [Fukashimo & Komi, 1987; Aragon-Vargas & Gross, 1997 a, b; Riggs & Sheppard, 2009; Król & Mynarski, 2010; Litkowycz et al., 2010]. CMJ variants include the squat jump (SJ) and the drop/depth jump (DJ). To increase the impact of the jump, the movements of body parts during a vertical jump test must be quick and well-coordinated in order to achieve a successfully high jump. Increasing jump height is an essential part of improving movement efficiency in many sports, including volleyball.

The vertical jump test itself is not simply a "sheer" measurement of an individual's level of strength-speed ability only, since it also depends on the way it is performed, i.e. on movement technique [Hudson, 1986; Bobbert et al., 1987; Kollias et al., 2004]. The performance of the vertical jump is determined by the so-called stretch-shortening cycle (SSC), i.e. the combined effects of eccentric and concentric articular contractions of the lower limbs and the trunk, and it also depends on whether the upper limbs are in swing during the take-off phase [Bosco & Komi, 1979; Lees et al., 2004a; De Villarreal et al., 2009].

Another, equally important, determinant of vertical jump performance is the appropriate mental attitude of the individual taking the test. Motivation constitutes a significant component of a broadly understood psychological preparation, which, among other things, includes a fully planned process of strengthening the right motivation of individuals to become involved in training activities and sports competition. Thus, in the case of a simple movement, such as

a vertical jump, motivation - in addition to strength-speed preparation and movement technique - exerts the decisive influence on its outcome, i.e. reaching the maximum jump height in the flight phase. This can be confirmed by the results of earlier research of the supervisor of this dissertation [Król, 2001a and 2016]. Studies of the technique of sports activities show that the movement structure is related to an athlete's motivation to accomplish a given task set for him/her. This dissertation, in some of its parts, discusses the motivational aspect of achieving a better CMJ test performance.

The main aim of the study is to assess the effect of lower limb squat depth on the structure of vertical jump motion. The other aim is to determine the "range of motion" of squat in different types of vertical jumps performed by female volleyball players at the same level of strength-speed preparation.

Results of jump tests of 15 young female volleyball players (aged $15.6 \div 18.4$ years, body height 181.3 ± 9.6 cm, body mass 68.5 ± 8.7 kg), students of the Sports Championship School in Sosnowiec, were used in the study. The volleyball players prepared for the tests training in as similar conditions as possible. After the warm-up the players performed the following types of counter movement vertical jumps:

- counter movement jump with a squat, with no arm-swing (CMJa),
- counter movement jump with a deep squat (GCMJ),
- repeated counter movement jump with a squat (CMJb),
- counter movement jump with a shallow squat (PCMJ),
- depth jump with no arm-swing (DJ),
- special counter movement jump on cue "jump to reach the crossbar with your head" (special CMJ – SCMJ),
- counter movement jump with an arm-swing (WCMJ)

Using the SMART-E measuring system (BTS, Italy) multi-modular recordings of the players' movements were made. The system includes six infrared cameras with a frequency of 120 Hz, synchronized with a wireless Pocket EMG module for measuring muscle bioelectrical activity, and a force platform (type 9182C, Kistler, Switzerland).

A set of 20 passive markers permitting the calculation of a player's selected parameters was used. 3D modelling and calculations of kinematic parameters were performed with the BTS SMART Analyzer software.

The electromyographic signals were monitored with the aid of 1-cm² disposable silver/silver chloride surface electrodes. Two electrodes were placed 1 cm apart, parallel to the fibers on the belly of seven muscles: tibialis anterior (TA), medial head of the gastrocnemius (G_{med}), rectus femoris (RF), long head of the biceps femoris (BF), rectus abdominis (RA), gluteus maximus (G_{maks}), and lumbar erector spinae (ES), in accordance with the European Recommendations for Surface Electromyography – SENIAM [Hermens et al., 1999]. The EMG signals were sampled at an 1 kHz rate. All active channels had the same measuring range and were fitted to the subject (typically ± 5 mV). Analog signals were converted to digital signals with a 16 bit sampling resolution and collected by the measuring unit. The signals were transmitted immediately after a single trial to a computer via a Wi-Fi network. After collecting the data, the signals from each trial were stored on a hard drive and later analyzed using the BTS SMART Analyser software. The raw EMG signal was filtered (Butterworth band-pass filter, 10-250 Hz). Next, the full-wave was rectified and smoothed using the root-mean-square (RMS) method with a 100 ms mobile window. Then the RMS EMG signals were normalized to maximal voluntary isometric contraction (MVIC) amplitudes, in accordance with the European Recommendations for Surface Electromyography – SENIAM [Hermens et al., 1999; Konrad, 2005]. All these steps were completed before the players' performance of the series of jumps.

The subjects were instructed to perform the standing vertical jump with a take-off from the Kistler force platform. The MVJ software package [Staniak, 1996] was used to calculate the main mechanical parameters characterizing the vertical jumps such as squat depth in the counter movement phase, peak and mean power, duration of the take-off phase, and jump height.

On the basis of the study results and the knowledge of vertical jump performance a number of significant differences were noted in bioelectrical muscle activity between the counter movement jump with a squat (CMJ) and the other jumps. Particularly interesting were the results of the depth jump (DJ) test. Already at the onset of the DJ the electrical activity of most of the muscles was between 40 and 80% of MVC, which clearly affected the EMG values and characteristics in the subsequent phases of this jump. In the case of other jumps the differences mainly occurred between extreme performance values of individual muscles, as reflected in electromyograms. Some interesting examples included the rectus abdominis muscle and the erector spinae muscle, whose electromyograms clearly differed from the other tested muscles.

After having been given the instructions regarding the type of vertical jump to be performed (CMJ with a deep squat – GCMJ; CMJ with a shallow squat - PCMJ) the volleyball players proceeded to complete the tasks. In the approach phase of the GCMJ and the PCMJ, the "ranges of motion" in lower extremity joints and squat depth were, respectively, significantly larger and smaller than the CMJ values. This affected the further course of internal and external structure of these jumps. In the take-off phase, the mean bioelectrical activity of most muscles in the GCMJ (5 out of 7) and the PCMJ (6 out of 7) differed significantly from the mean bioelectrical activity in the CMJ. The vast majority of recorded kinematic and kinetic parameters were also significantly different from those in the CMJ.

The motivating factor being the crossbar placed over the heads of the jumping volleyball players served its purpose, i.e. to increase jump height and power produced in the take-off phase of the special counter movement jump (SCMJ).

On the other hand, the values of basic kinetic and kinematic parameters, including the main criterion of the effectiveness of movement technique, i.e. jump height, differed significantly from those in the CMJ in most tested jumps. In comparison with the CMJ, jump height was significantly lower in the PCMJ and higher in the SCMJ and - obviously - in WCMJ. Greater power produced during the take-off phase was attained in the DJ, PCMJ, SCMJ and WCMJ, while in the GCMJ it was lower as compared to its CMJ value. Both the articular range of motion in the lower limbs and squat depth in the approach phase differed significantly between the CMJ and the other vertical jumps. The only exception was the SCMJ, in which these parameters similar were similar to CMJ values. There was no single trend of changes in the time of the approach and the take-off phases between the CMJ and the other vertical jumps.

The jump height records obtained in different vertical jump tests with the use of the SMART system and the Kistler force platform were not uniform. However, a certain regularity was noticed. In fact, the jump height in the flight phase recorded with the SMART system software, was 3 to 6 centimeters higher, and this trend was observed for almost all jumps. The only exception was the WCMJ, in which the jump height determined by the SMART system was significantly lower. This was probably due to greater inaccuracies at the stage of marker placement registration in the case of some volleyball players caused by slight differences in their arm-swing.