

Akademia Wychowania Fizycznego
im. Jerzego Kukuczki
w Katowicach

Wydział Wychowania Fizycznego

Krzysztof KMIECIK

BIOMECHANICZNA ANALIZA STRUKTURY PEŁNEGO
PRZYSIADU ZE SZTANGĄ NA BARKACH

Rozprawa na stopień doktora nauk o kulturze fizycznej

Promotor:
dr hab. Henryk Król

Katowice 2020

*Składam najserdeczniejsze podziękowania
dr hab. Henrykowi Królowi
za merytoryczne rady, cierpliwość,
pomoc na każdym etapie pracy
i ogrom życzliwości, której doświadczyłem.*

SPIS TREŚCI	Str.
WYKAZ PRZYJĘTYCH SKRÓTÓW.....	5
WPROWADZENIE.....	6
1. STRUKTURA I TECHNIKA RUCHU W BADANIACH PRZYSIADU ZE SZTANGĄ...8	
1.1. STRUKTURA RUCHU, JAKO NADRZĘDNA CECHA JEGO PRZEBIEGU8	
1.1.1. Ogólne informacje o strukturze ruchu i jego fazach.....9	
1.1.2. Struktura a technika ruchu - definicja techniki ruchu.....12	
1.2. ANALIZA TECHNIKI RUCHU.....14	
1.2.1. Rodzaje analizy techniki ruchu.....16	
1.2.1.1. Jakościowa analiza techniki ruchu.....17	
1.2.1.2. Ilościowa analiza techniki ruchu.....28	
1.2.1.3. Predykcyjna analiza techniki ruchu.....38	
1.2.2. Inne aspekty analizy techniki ruchu40	
1.3. PRZYSIAD ZE SZTANGĄ – JEGO STRUKTURA I OPIS.....42	
1.3.1. Struktura, kinetyka i kinematyka stawów podczas przysiadu.....42	
1.3.2. Przysiad jedną z podstawowych form ruchu.....52	
1.3.3. Wzorzec przysiadu z tyłu.....53	
1.3.4. Rodzaje przysiadów i ich modyfikacje.....57	
1.3.5. Narzędzia pomiarowe stosowane w badaniach przysiadu ze sztangą.....64	
1.3.5.1. Elektromiografia podstawowym narzędziem w badaniach przysiadu...64	
1.3.5.2. Metody filmowe i dynamograficzne w badaniach przysiadu.....65	
1.3.5.3. Aktywność mięśni wraz z kinetyką lub kinematyką przysiadu.....68	
1.3.5.4. Kompleks metod do opisu i oceny pełnej struktury przysiadu.....71	
2. PROBLEM I CEL BADAWCZY.....75	
3. MATERIAŁ I METODY78	
3.1. PRZEDMIOT BADAŃ.....78	
3.1.1. Charakterystyka badanych.....78	
3.1.2. Protokół badań.....78	

3.2. METODY POMIAROWE I OPRACOWANIE MATERIAŁU.....	79
3.2.1. Optoelektroniczny system pomiarowy BTS SMART-E.....	80
3.2.2. Elektromiografia.....	81
3.2.3. Dynamografia.....	83
3.2.4. Metody statystyczne.....	84
4. WYNIKI	85
4.1. KINEMATYKA RUCHU.....	85
4.2. CHARAKTERYSTYKI SIŁ REAKCJI PODŁOŻA I ICH PARAMETRY.....	93
4.3. AKTYWNOŚĆ BIOELEKTRYCZNA BADANYCH MIĘŚNI.....	95
4.4. ZWIĄZEK AKTYWNOŚCI MIĘŚNI Z KINETYKĄ I KINEMATYKA RUCHU.....	100
5. DYSKUSJA.....	104
6. WNIOSKI.....	119
PIŚMIENNICTWO.....	121
DODATEK.....	137
STRESZCZENIE.....	141
SUMMARY.....	144

WYKAZ PRZYJĘTYCH SKRÓTÓW

- ACL – ang. *anterior cruciate ligament* (przednie więzadło krzyżowe)
CR-S – cykl rozciąganie-skracanie mięśni (ang. *stretch-shortening cycle*)
EMG – ang. *electromyography* (elektromiografia)
GRF – ang. *ground reaction force* (siła reakcji podłoża)
IAP – ang. *intra-abdominal pressure* (ciśnienie wewnątrz jamy brzusznej)
IEMG – ang. *integrated electromyographic records* (zintegrowane zapisy elektromiograficzne)
MDK – ang. *medial knee displacement* (przemieszczanie przyśrodkowe kolan)
MVC – ang. *maximum voluntary contraction* (maksymalny dowolny skurcz mięśni)
OPT – ocena przysiadu z tyłu
PCL – ang. *posterior cruciate ligament* (tylne więzadło krzyżowe)
PM – przysiad w maszynie (ang. *isotonic machine squat*)
PP – przysiad z przodu (przysiad ze sztangą na klatce piersiowej)
PR – przysiad rwaniowy (ang. *overhead squat*)
PT – przysiad z tyłu (przysiad ze sztangą na barkach)
PWZ – przysiad w pozycji wykroczo-rozkroczej
PWZP - przysiad w pozycji wykroczo-zakroczej ze stopą kończyny zakroczej ułożoną na podwyższeniu
1RM – ang. *one repetition maximum* (obciążenie, z którym ćwiczący potrafi wykonać maksymalnie jedno powtórzenie w serii ruchów)

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_{max} – *gluteus maximus* (pośladkowy wielki)
G_{med} – *gastrocnemius mediale* (brzuchaty łydki)
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

Podstawowe umiejętności poruszania się są niezbędne do uczestnictwa w aktywności fizycznej i zmniejszenia ryzyka uszkodzenia ciała, są zatem kluczowymi elementami zdrowia w życiu codziennym człowieka [Lubans i wsp., 2010]. Młodzi ludzie bez odpowiednich umiejętności ruchowych, nabywanych we wczesnych latach rozwoju, mogą doświadczyć zwiększonego ryzyka urazów, związanych ze sportem w okresie dojrzewania i dorastania [Myer i wsp., 2011a]. Zatem rozwój umiejętności (kompetencji) w zakresie podstawowych ruchów należy postrzegać jako istotny element treningu przygotowawczego, przed wzmoczoną aktywnością fizyczną i zorganizowanym, wymagającym współzawodnictwa, sportem. Niektóre podstawowe schematy ruchowe obejmują bieganie, rzucanie, uderzanie oraz przysiadanie (przysiady) i mają bezpośrednie biomechaniczne i nerwowo-mięśniowe implikacje skutecznego działania z zadaniami dynamicznymi, związanymi z wieloma popularnymi sportami i aktywnościami fizycznymi, cieszącymi dzieci i młodzież [Myer i wsp., 2011b; Lloyd i wsp., 2014]. Kompetencje ruchowe w zasadzie rozciągają się na późniejsze, dorosłe lata, podczas których radość samodzielnego życia polega na zdolności do zachowywania siły i mobilności, aby uniknąć obrażeń, np. podczas upadku [Sihvonen i wsp., 2004].

Ponieważ większość codziennych czynności wymaga skoordynowanego działania mięśni w kilku grupach naraz, a przysiad (ruch obejmujący wiele stawów) jest jednym z nielicznych ćwiczeń siłowych, które jest w stanie skutecznie rekrutować wiele grup mięśniowych w jednym ruchu. Przysiady z właściwym obciążeniem są uważane za jedno z najbardziej funkcjonalnych i skutecznych ćwiczeń oporowych, niezależnie czy cel danej osoby jest specyficzny dla sportu, czy służy poprawie jakości jego życia [Palmitier i wsp. 1991; Lutz i wsp., 1993]. Celem przysiadu jest kształtowanie siły i mięśni obejmujących kolana, stawy biodrowe oraz dolną część pleców, co jest niezbędne do wykonywania zarówno codziennych zajęć, jak i podstawowych umiejętności wymaganych w wielu czynnościach sportowych. Głównymi mięśniami, zaangażowanymi w tej czynności, są czworogłowy uda, grupa mięśni tylnych uda, brzuchaty łydki i pośladkowy wielki [Escamilla, 2001]. Zdaniem Delaviera [2001], przysiad opiera się na aktywności zarówno mięśni stawów biodrowych, kolanowych, jak i skokowych, ale rekrutuje również mięśnie brzucha i prostowniki grzbietu.

Ponieważ silne i stabilne ciało jest niezwykle ważne dla osiągnięcia sukcesu przez zawodnika lub pacjenta, znajomość biomechaniki kończyn dolnych i kręgosłupa, podczas wykonywania przysiadów, pomaga terapeutom, trenerom i sportowcom

w ich działaniach. Jest to niezbędne dla optymalnego rozwoju mięśni i zmniejsza możliwość odniesienia urazów, związanych ze szkoleniem [Schoenfeld 2010]. Ponadto biomechanika dostarcza solidnych, logicznych podstaw do oceny sposobu wykonania przysiadu (techniki ruchu), łącząc zaobserwowane efekty z leżącymi u ich podstaw przyczynami. Mimo iż sama biomechanika nie oferuje gotowego sposobu realizacji tej czynności, to wyposaża jednak w podstawowe zasady jej wykonania. Te tzw. biomechaniczne zasady ruchu, sformułowane m.in. przez Hochmuth'a [1984], powinny pozwolić ćwiczącemu optymalnie wykorzystać jego strukturalne i funkcjonalne możliwości, celem uzyskania najlepszego wyniku ruchowego.

Poznanie struktury ruchu pełnego przysiadu ze sztangą na barkach (przysiadu z tyłu; ang. *back squat*) stanowi punkt wyjścia do przeprowadzenia ilościowej analizy techniki ruchu. Na całą strukturę przysiadu składają się zarówno profile aktywności elektrycznej głównych mięśni, jak i charakterystyki (wykresy) różnych parametrów mechanicznych (przykładowo: $F(t)$, $v(t)$, $s(t)$) oraz ich powiązania. Zatem określenie całej struktury wymaga użycia kompleksu metod pomiarowych tj. fotokinematrya, dynamografia i elektromiografia. Na podstawie tak zdobytych informacji możliwe będzie poznanie struktury pełnego przysiadu z tyłu w zależności od wielkości obciążenia, co stanowi cel pracy.

1. STRUKTURA I TECHNIKA RUCHU W BADANIACH PRZYSIADU ZE SZTANGĄ

1.1. STRUKTURA RUCHU, JAKO NADRZĘDNA CECHA JEGO PRZEBIEGU

W opisie i analizie czynności ruchowych najczęściej korzysta się z tzw. cech przebiegu ruchu. Zdaniem Schnabla, „...cechy ruchu stanowią niezbędne instrumentarium dla obserwacji i oceny czynności ruchowych, zarówno z punktu widzenia dydaktyczno-metodycznego (przekaz informacji, analiza i korekta ruchu), jak też metodologicznego (wybór kryteriów w analizie ruchu)” [Meinel i Schnabel, 1998; s. 45]. Wyodrębniono je na podstawie doświadczenia całej generacji obserwatorów (nauczycieli, trenerów, sportowców) na całym świecie, drogą systematycznego gromadzenia i naukowej penetracji tych doświadczeń [Meinel i Schnabel, 1998]. Zdaniem twórcy koncepcji, niemieckiego teoretyka i badacza – Kurta Meinela – „...cechy (kategorie) przebiegu ruchu nie są obliczem cech dowolnych, lecz tych, które są istotne dla możliwie optymalnego rozwiązania zadań ruchowych np. w sporcie” [Meinel, 1962; s. 163]. Jego zdaniem również, w przebiegu ruchu można wyróżnić dwie grupy tych cech:

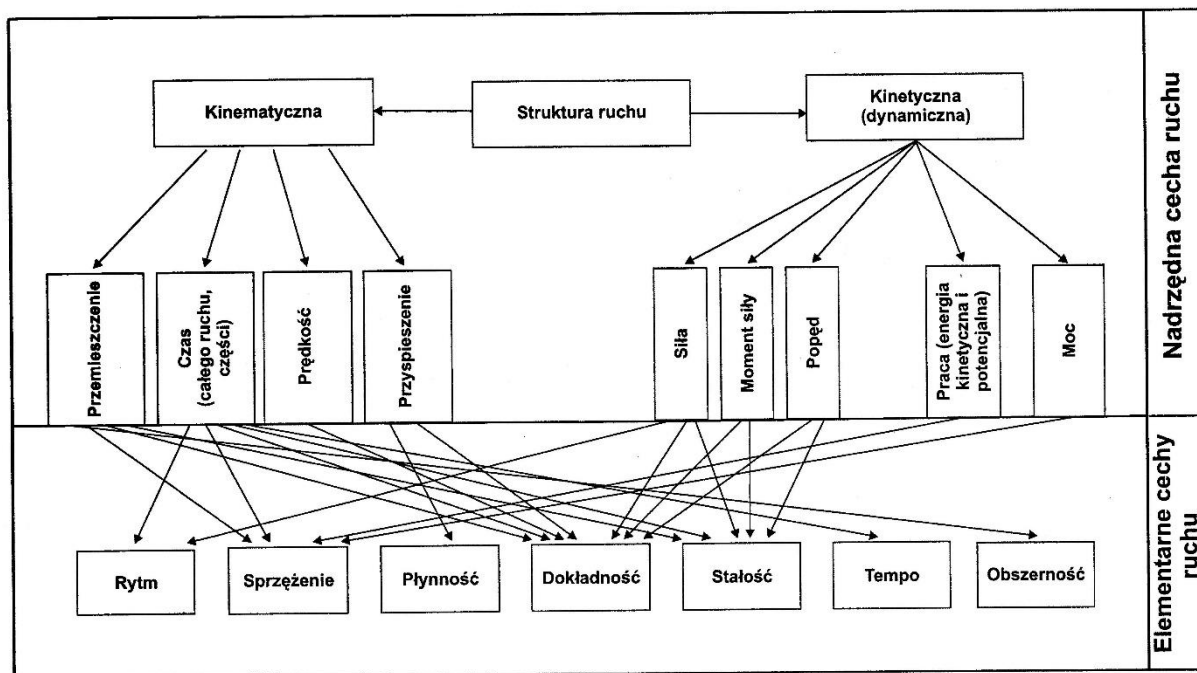
- jakościowe, interesujące głównie dawnych teoretyków wychowania fizycznego (obecnie antropomotoryków),
- ilościowe, leżące w sferze zainteresowań biomechaników.

Wśród tych pierwszych wyodrębniono trzy grupy cech ruchu:

- postaciowe (struktura przestrzenno-czasowa, harmonia),
- dynamiczne (rytm, przepływ, elastyczność i przenoszenie),
- nastawienia psychicznego (dokładność, przewidywanie).

W drugiej grupie cech wymieniono jedynie szybkość i częstotliwość ruchu.

W kolejnych modyfikacjach obrazu cechy ruchu, dokonanych najpierw przez Schnabla [Meinel i Schnabel, 1976; 1998] a następnie Króla [Król i Mynarski, 2005; Król, 2016], istotnie zmieniono koncepcję Meinela. Przyjęto, że każda kategoria jednoczy w sobie aspekt jakościowy i ilościowy, co stało się podstawą ich skwantyfikowania (ilościowego przedstawienia) a przez to zobiektywizowania. Szczególna rola przypada przy tym strukturze ruchu, która stanowi punkt wyjścia do analizy czynności ruchowych. Miejsce struktury ruchu wśród pozostałych cech ruchu obrazuje rycina 1.1.



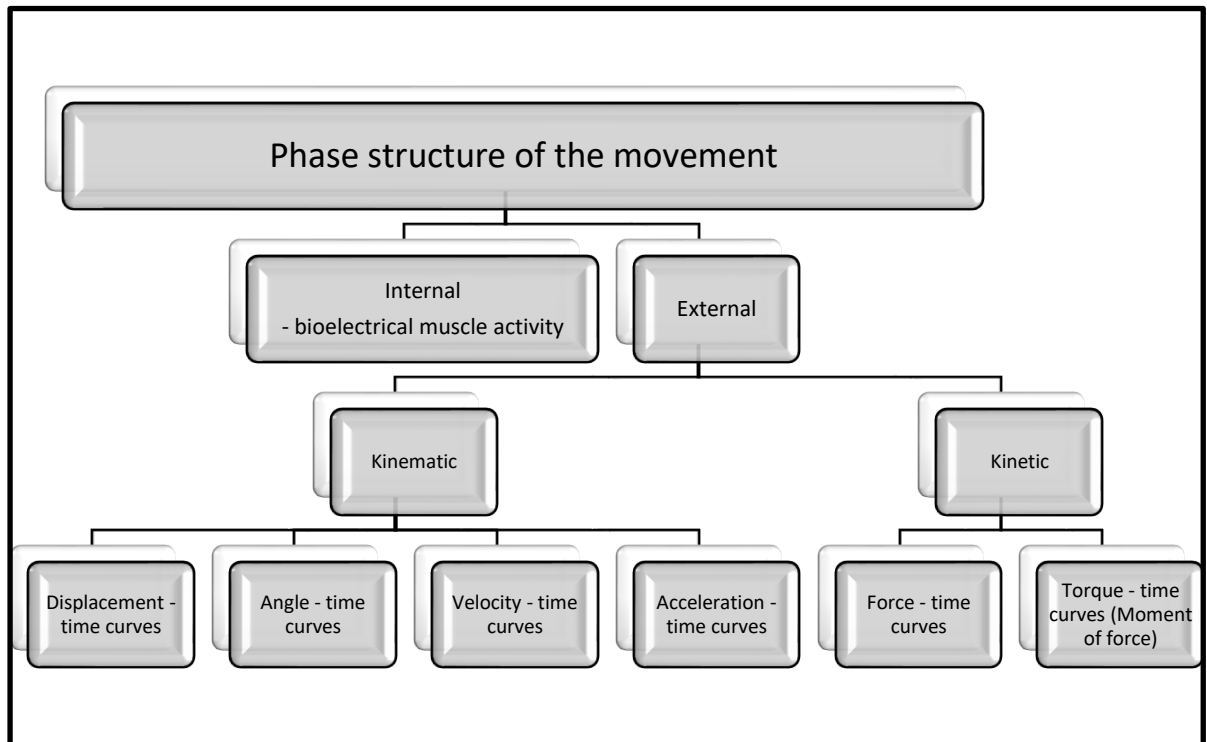
Rycina 1.1. Struktura ruchu wraz z pozostałymi cechami ruchu. Wektory, łączące parametry nadrzędnej cechy ruchu (jej struktury) z elementarnymi, obrazują możliwy dobór ich mechanicznych miar [za: Król, 2016].

1.1.1. Ogólne informacje o strukturze ruchu i jego fazach

Strukturę ruchu rozumie się jako „...uporządkowanie ważnych elementów – jego faz lub części – w ramach całości czynności ruchowej” [Król, 2016; s. 138]. Hochmuth [1984], Hay [1993], Meinel i Schnabel [1998], Hartmann [1999] oraz Bartlett [2009] wskazują przy tym na potrzebę uwzględnienia związków przyczynowo-skutkowych (zależności), jakie występują między opisującymi ją charakterystykami. W takim rozumieniu struktura ruchu jest ilościowo objaśniana jeszcze zbiorem różnych parametrów (wielkości) mechanicznych (ryc. 1.1; patrz nadrzędna cecha ruchu). Wyróżnienie poszczególnych jej składowych (faz ruchu) może się odbywać na podstawie parametrów kinematycznych, ale w zasadzie powinno uwzględniać również charakterystyki kinetyczne oraz zapisy aktywności elektrycznej mięśni (EMG). Zatem na strukturę ruchu, rozumianą jako proces, czyli czasowo określony przebieg, składają się zarówno profile EMG poszczególnych mięśni, jak i charakterystyki różnych parametrów mechanicznych (przykładowo: $F(t)$, $v(t)$, $s(t)$) oraz ich powiązania, co obrazuje rycina 1.2.

Struktura przestrzenna ruchu, nazywana również jego geometrią, jest najczęściej wykorzystywaną w wychowaniu fizycznym i sporcie, a także w rehabilitacji, cechą opisu formy czynności ruchowej. Informacja o położeniu poszczególnych ogniw (segmentów,

części ciała) łańcucha kinematycznego względem siebie oraz osobnika w przestrzeni, w trakcie wykonywania ruchu, rozumiała jest dla wszystkich.



Rycina 1.2. Klasyfikacja fazowej struktury ruchu [za: Król i Garbaciak, 2017].

W tym także dla uczniów i sportowców oraz pacjentów. Uwzględnienie podczas obserwacji lub filmowania przebiegu ruchu i jeszcze czasu pozwala już na określenie tzw. struktury przestrzenno-czasowej. Ocena tej nadrzędnej i uogólnionej kategorii opisu ruchu [Meinel i Schnabel, 1998] oparta jedynie na obserwacji wzrokowej jest stosunkowo prosta, lecz informacyjnie uboga. Dopiero uwzględnienie pozostałych charakterystyk kinematycznych, kinetycznych oraz profili aktywności najważniejszych mięśni daje pełny obraz czynności ruchowej. W tych charakterystykach można wyróżnić przedziały czasowe, w których wybrany parametr ruchu wskazuje określony trend zmian – jego wartość jedynie wzrasta lub ciągle maleje. W pewnych przypadkach wzrost lub spadek wartości kąta względnego, np. w stawie biodrowym podczas przysiadu, może określać granice wspomnianych już faz ruchu.

Zatem, jak przedstawiono na rycinie 1.2, fazowa struktura ruchu, zgodnie z systematyką parametrów mechanicznych, może być kinematyczna bądź kinetyczna. Dalej w obrębie struktury kinematycznej wyróżnia się przestrzenną (geometria ruchu), przestrzenno-czasową, a także prędkość i przyspieszenie. Uwzględniając natomiast aktywność bioelektryczną mięśni, należy wymienić jeszcze, obok wspomnianej już zewnętrznej, strukturę wewnętrzną ruchu.

Fazowy układ ruchów umożliwia wyróżnianie form acyklicznych i cyklicznych, a w nich ruchów symetrycznych i asymetrycznych. Przebieg ruchów acyklicznych ogólnie cechuje trójfazowość, wyraźnie dostrzegalna zarówno w następstwie czasowym kolejnych faz, jak i w obrazie przestrzennym. W konkretnych ruchach może być tych faz jednak więcej.

Zdaniem Króla [2016], poprawnie wykonany ruch acykliczny obejmuje fazę początkową, płynnie przechodząca w główną, po której następuje faza końcowa. Każda z faz spełnia określoną funkcję, przez co możliwa staje się właściwa realizacja głównego celu ruchu.

Celem *fazy początkowej* jest stworzenie optymalnych warunków biomechanicznych do realizacji fazy głównej [Król, 2016]. Fazą początkową jest na przykład rozbieg do skoku w dal lub najazd w skoku narciarskim. W obu tych czynnościach chodzi o uzyskanie przez skaczącego, w końcu fazy początkowej, jak największej prędkości liniowej. W najczęstszej formie fazy początkowej – w *zamachu* – w przebiegu przestrzennym następuje zwrot ruchu całego ciała lub jego części przeciwny do występującego w fazie głównej. Zadaniem zamachu jest wydłużenie drogi działania mięśni, przygotowujące do fazy głównej, wprowadzanie ich w stan wstępnego napięcia oraz stworzenie sprzyjających proporcji kątowych w stawach [Bober i Hay, 1979; Hochmuth, 1984; Kulig, 1984; Nawrat i Król, 1990]. Prawidłowe wykonanie fazy początkowej wpływa na efektywność fazy głównej, w której następuje rozwiązanie postawionego zadania ruchowego.

Celem *fazy głównej* jest rozwinięcie popędu siły, działającego np. na określony przybór, aby nadać mu odpowiedniego pędu [Król, 2016]. Popęd siły często jest maksymalny, dotyczy to określonych rzutów, kopnięć lub uderzeń, w których ćwiczący dążą do uzyskania największych zasięgów. Czasami, jednak gdy czynność ruchowa jest złożona, np. w przewrocie wolnym (w salcie), z jednej strony dąży się do uzyskania optymalnej wysokości uniesienia ciała, z drugiej zaś należy nadać mu odpowiedniego momentu pędu. W takiej sytuacji część popędu siły (energii) przeznaczona jest na ruch ciała w górę, a pozostała na zapoczątkowanie obrotu wokół osi poprzecznej. Z chwilą zakończenia fazy głównej, ciało nadal pozostaje w ruchu, w tzw. położeniu labilnym, stąd zadaniem ćwiczącego w kolejnej fazie (końcowej) jest jego „wygaszenie”.

Zdaniem Króla, „...pierwszym z celów *fazy końcowej* jest wyhamowanie ruchu, czyli przeniesienie pędzącego ciała w stan równowagi, jak ma to na przykład miejsce podczas zeskoku z przyrządów” [Król, 2016; s. 140]. W innym przypadku wyhamowywanie pędu ciała jest punktem wyjścia do kolejnej czynności, dotyczy to ruchów łączonych (kombinacji ruchowych). „Drugim, równie ważnym celem fazy końcowej jest niedopuszczenie do uszkodzenia stawów” [Król, 2016; str. 140]. W porę włączające się

do pracy mięśnie kończyn dolnych, np. podczas zeskoków, przeciwdziałają, dzięki ich ekscentrycznemu działaniu, nadmiernemu zbliżaniu się ogniw łańcucha kinematycznego do siebie. W niektórych przypadkach końcowa faza ruchu odbywa się na dłuższej drodze, gdy stopniowo wytracany jest pęd ciała. Przeważnie jednak jest to gwałtowne hamowanie, podczas którego stawy kończyn dolnych narażone są na duże obciążenie [Dworak i wsp., 2005]. Aktywna, hamująca praca mięśni jest istotna w konkurencjach sportowych, w których forma wygaszania ruchu jest ściśle określona przez przepisy (np. zeskoki z przyrządów gimnastycznych, lądowanie w skokach narciarskich), a szczególnie tam, gdzie ważne są względy bezpieczeństwa ćwiczących.

Zasadniczo odmienny jest układ fazowy szybko i płynnie wykonywanych ruchów cyklicznych, z wielokrotnie powtarzającą się sekwencją tych samych elementów. W lokomocji (chodzie, biegu, jeździe na rowerze) praktycznie wyraźnie dostrzegalna wzrokowo jest jedynie faza główna. W czynnościach tych wygaszanie pojedynczego cyklu ruchu niejako „stapia się” z zamachem kolejnego cyklu w jedną całość, to stanowi *fazę pośrednią (międzyfazę)*. Znaczy to, że w fazie pośredniej realizowane są cele obydwu faz. Zatem stapianie się faz wygaszania i zamachu powoduje, że ruchy cykliczne mają dwufazową strukturę.

W fazie pośredniej dowolnego ruchu cyklicznego następuje rozciąganie mięśni antagonistycznych, przed późniejszym ich skracaniem. Nazywane jest to działaniem mięśni w cyklu rozciąganie-skrcanie (CR-S; ang. *stretch-shortening cycle*) [Cavagna i wsp., 1968; Komi i Bosco, 1978; van Ingen Schenau i wsp., 1997; Schmidbleicher, 2000]. Dotyczy to m.in. mięśni kończyn dolnych na początku fazy podparcia podczas biegu. Podobnie jest również w końcu fazy zamachowej ruchów acyklicznych, np. w uderzeniach. W tenisie stołowym wygaszanie ruchu zaczyna się tuż przed momentem uderzenia piłki, wtedy to mięśnie antagonistyczne wyhamowują ruch zamachowy kończyny górnej z rakieta. Przysiad z dużym obciążeniem, z tzw. odbicia, w wykonaniu ciężarowców, jest kolejnym przykładem wykorzystywania cyklu CR-S mięśni.

1.1.2. Struktura a technika ruchu – definicja techniki ruchu

To, że struktura ruchu jest fazowa, wskazuje na jej powiązanie z techniką ruchu (o czym nieco później). Termin „technika ruchu” jest szeroko stosowany, ale rzadko definiowany. Naukowcy, ale również nauczyciele i trenerzy zakładają, że zainteresowane osoby rozumieją go, jednak bez jasnej definicji może zostać błędnie zinterpretowany lub niewłaściwie użyty. Ogólnie *technika ruchu* jest sposobem na zrobienie czegoś. Definicje techniki ruchu w odniesieniu do sportu obejmują zaś: „szczególny proces

rozwiązywania problemu ruchu” [Hochmuth, 1984], „określoną sekwencję ruchów lub części ruchu w rozwiązywaniu zadań ruchowych w sytuacjach sportowych” [ang. *Dictionary of Sport Science*, 1992] lub „wzór i sekwencję ruchów” [Carr, 1997]. W bardziej złożonej, zmodyfikowanej definicji Bobera „...technika sportowa 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]. Te definicje i stwierdzenia w większości sugerują, że technika ruchu (w tym sportowa), a przez to jego struktura, opisuje względne położenie i orientację segmentów ciała (jego pozycję), która zmienia się podczas wykonywania zadania ruchowego (sportowego), aby je skutecznie wykonać.

Definicje te nie wskazują jednak, jak można technikę ruchu zmierzyć, sugerują jedynie, że charakteryzuje się zmiennymi, które można postrzegać głównie wzrokowo. Zdaniem Leesa [2002], Bober jest jednym z niewielu, który już dawniej określił w swoim artykule [Bober, 1981] charakterystykę kinematyczną i czasową, najlepiej opisującą technikę, a tym samym strukturę ruchu (przypis autora). W większości późniejszych raportów wyszczególniających badania nad „techniką” podawano liniowe i kątowe zmienne przemieszczeń i prędkości oraz ich czasowe występowanie. Raporty te stanowią użyteczny punkt wyjścia do ustalenia, jak należy scharakteryzować technikę. Chociaż inne biomechaniczne narzędzia, takie jak dynamografia, elektromiografia i akcelerometria, zostały użyte do ilościowego określenia ruchu, zdaniem Leesa, „...nie miały w przeszłości tak znaczącego wpływu na określenie techniki (jej cech), jak metody, które dostarczyły kinematycznych i czasowych opisów ruchu” [Lees, 2002; s. 814].

Definicje techniki ruchu nie określają kryteriów jej oceny. W koncepcji techniki ruchu zakłada się jedynie, że jeśli umiejętność zostanie wykonana przy użyciu „dobrej”, a nie „złej” techniki, efektywność (wydajność) wykonania czynności ruchowej będzie większa. Jednak niektórzy autorzy ostrzegają przed używaniem wydajności, jako wskaźnika dobrej techniki [Hay i Reid, 1982; Bartlett, 1999], ponieważ inne czynniki niż technika mogą na to wpływać. Nie jest prawdą, że większa wydajność oznacza lepszą technikę, chociaż ogólnie lepsza technika ruchu prowadzi do poprawy wydajności jego wykonania.

Właściwą technikę ruchu (w tym sportową) oraz źródło przyczyn popełnianych błędów w strukturze ruchu, powstałych podczas jej użycia, wskazuje nauczycielom i trenerom ich doświadczenie i zdobyta w przeszłości wiedza biomechaniczna. O ile nauczanie ruchu może być uważane, jako nauka leżąca u podstaw nabywania umiejętności,

a fizjologia wysiłku stanowi podstawę treningu, to biomechanika jest filarem techniki sportowej. Należy jednak podkreślić, że nauki te nie posiadają gotowych odpowiedzi na wszystkie problemy, stające przed nauczycielami i trenerami. Jednakże tam, gdzie nie są w stanie natychmiast udzielić odpowiedzi, oferują sposoby (środki), za pomocą których może być ostatecznie uzyskana. Jak zatem nauczyciele i trenerzy mogą poprawić swoje możliwości odkrywania przyczyn obserwowanych błędów w strukturze ruchu, które stanowią źródło nieprawidłowej techniki? Aby ocenić technikę ruchu, należy najpierw przeprowadzić jej rzetelną analizę.

1.2. ANALIZA TECHNIKI RUCHU

„*Analiza techniki ruchu*” to termin oznaczający metodę analityczną, która służy zrozumieniu, w jaki sposób wykonywane są czynności ruchowe (w tym umiejętności sportowe), a dzięki temu, zapewnia podstawę do poprawy efektywności wykonania ruchu. Określenie to stosowane jest głównie w nauczaniu i doskonaleniu umiejętności sportowych oraz w obszarze biomechaniki sportu, chociaż często ma również zastosowanie w warunkach klinicznych. Oprócz terminu „analiza techniki” w piśmiennictwie spotykane są jeszcze inne „synonimiczne” określenia, np. „badanie technik sportowych” [Bober, 1981], „analiza technik sportowych” [Hay 1993], „mechaniczna analiza ludzkiego działania” [Luttgens i Hamilton, 1997] lub „biomechaniczna analiza techniki” [Bartlett, 1999]. Mimo że preferowane terminy różnią się, ogólny cel metod opisanych przez tych autorów jest w istocie taki sam. W pracy określenie „analiza techniki” jest używane, jako pojęcie zbiorcze w odniesieniu do tych ogólnych podejść.

Analiza techniki była stosowana od dawna. Jednak jej rozwój, w systematyczny proces obejmujący naukowe zasady i metody, został udokumentowany ponad pół wieku temu, wraz z publikacją tekstów łączących zasady naukowe z praktyką trenerską [Bunn, 1955, Wells, 1966]. Od tego czasu analiza techniki bardzo się rozwinęła, co wynika z różnych zainteresowań i potrzeb nauczycieli, trenerów i naukowców. Zdaniem Leesa, „...choć autorzy tekstów biomechanicznych opisywali analizę techniki z różną szczegółowością, nie podjęto żadnej próby oceny tła i rozwoju metody lub oceny jej aktualnej sytuacji oraz przyszłego potencjału” [Less, 2002; s. 814]. Wraz z szybkim rozwojem technologicznym w zakresie nauki i praktyki sportowej oraz stale rosnącymi wymaganiami sukcesu, należałoby taką ocenę podjąć. Na razie rolą analizy techniki, jednak w o wiele szerszym zakresie – w obszarze efektywności wykonania ruchu – zajmowali się Hughes i Bartlett [2002].

Analiza techniki często identyfikowana jest, jako warunek wstępny do procesu poprawy wydajności wykonania ruchu [Carr, 1997, Knudson i Morrison, 1997, Luttgens i Hamilton, 1997, Bartlett, 1999, Elliott, 1999]. Jednak tylko kilku autorów [Adrian i Cooper, 1995; Elliott, 1999 i McGinnis, 1999] określiło, że analiza techniki jest używana do poprawy techniki i tylko dzięki temu może nastąpić poprawa wydajności ruchu (wyników). Wskazuje to, że dotyczy ona nie tylko ustalenia, w jaki sposób ruchy są wykonywane (cel opisowy), ale także studiowania „najbardziej efektywnego sposobu wykonywania ruchów” i „wpływu ruchów na wydajność” (cele analityczne). W ten sposób można zidentyfikować kilka celów dla analizy techniki.

Celem opisowym analizy techniki jest określenie zmiennych, które charakteryzują technikę wykonywanej czynności ruchowej. Rzadko jednak odróżnia się parametry opisujące technikę ruchu od zmiennych charakteryzujących jego efektywność wykonania, często są one przedstawiane razem. Jest to kluczowe rozróżnienie dla zrozumienia roli analizy techniki w porównaniu do szerszej analizy „biomechanicznej”. Zdaniem Leesa, „...celem biomechaników jest poznanie mechanizmów działających w danej technice, ale nie jest jasne, czy jest to dodatkowy cel analizy techniki” [Less, 2002; s. 814-815]. Należy zrozumieć, że cel wydajności wykonania ruchu jest inny niż charakteryzujący jego technikę, nawet jeśli cele te są komplementarne. Niestety autorzy prac naukowych na ogół nie rozróżniają między „analizą techniki” a „analizą biomechaniczną techniki”.

Jeden z analitycznych celów analizy techniki – skuteczność sposobu, w jaki wykonywane są ruchy – okazał się problematyczny dla badaczy, ponieważ trudno było zdefiniować kryteria skuteczności i określić efektywność ruchu bez odwoływania się do wyniku. Inny analityczny cel analizy techniki – wpływ techniki na wydajność (wynik) – także okazał się źródłem trudności dla badaczy. Hochmuth [1984] ostrzega, że „technika” jest tylko jednym z wielu czynników, które mogą wpływać na sukces wykonania ruchu (ang. *success of a performance*), inne obejmują właściwości (cechy) antropometryczne, fizjologiczne i nerwowo-mięśniowe. Jest to ważne ograniczenie analizy techniki, które na ogół nie jest uznawane przez współczesnych badaczy.

Analiza techniki ruchu wiąże się z poprawą wydajności działania, ale są, co najmniej dwa kolejne etapy z nią powiązane. Jednym z nich jest diagnoza lub identyfikacja wad powstałych podczas działania, a drugi to proces naprawiania lub interwencji w celu osiągnięcia pożądanego rezultatu [McPherson, 1990; Knudson i Morrison, 1997; Elliott, 1999]. Chociaż niektórzy badacze [np. Hay i Reid, 1982; Carr, 1997; McGinnis, 1999] opisali szczegółowo proces diagnozy, nie jest jasne, czy jest to uważane za integralną część analizy

techniki, czy też jakiś inny cel. Natomiast proces naprawiania znajduje, u większości badaczy, niewielkie zainteresowanie. Ogólny brak komentarza na ten temat, we współczesnych tekstach naukowych, odzwierciedla niepewność, w jaki sposób analiza techniki ruchu powinna osiągnąć swoją obietnicę (obietnicę) poprawy wyniku. Na tej podstawie moglibyśmy wywnioskować, że rola analizy techniki ruchu ogranicza się jedynie do położenia fundamentów interwencji, co nie jest do końca prawdą.

Zatem, chociaż analiza techniki ruchu jest powszechnie używanym pojęciem, zdaniem Leesa [2002], jej charakter i zakres jest słabo zdefiniowany. Brak wskazówek ze strony wybitnych badaczy, dotyczących ram koncepcyjnych analizy techniki, pozostawia jako sprawę otwartą, opracowanie i wdrożenie stosownej metody do powszechnej interpretacji.

1.2.1. Rodzaje analizy techniki ruchu

Współczesna analiza techniki ruchu w sporcie wyszła od trenerów szukających możliwości poprawy wyników u swoich zawodników. Stosując zasady mechaniki do poprawy umiejętności wykonywania zadań ruchowych, zawodnicy mogli lepiej realizować trenerskie porady, których im udzielano. W ten sposób analiza techniki ewoluowała na podstawie zastosowania zasad mechanicznych, które później stały się powszechnie znane, jako „biomechaniczne zasady ruchu”. Dawniej było niewiele pomocy (narzędzi) obserwacyjnych i analitycznych dostępnych dla trenerów, przygotowano zatem jakościowe podejście do oglądania i analizy techniki (dokładniej struktury) ruchu. W ten sposób opracowano *analizę jakościową*, opartą na zasadach naukowych, ale subiektywnej obserwacji. Duże zasługi odniósł na tym polu, wspomniany wcześniej, Kurt Meinel [1962] i jego koncepcja cech ruchu. Zaletą analizy jakościowej jest to, że może być wykorzystywana przez szeroką rzeszę ludzi, dzięki temu rozprzestrzeniła się, zarówno, jako instruktaż (w nauczaniu), jak i podejście kliniczne (w rehabilitacji ruchowej).

W miarę jak metody analizy naukowej rozwinęły się i stały szerzej dostępne, możliwe było zmierzenie aspektów umiejętności ruchowych związanych z techniką, często przy użyciu parametrów (zmiennych) kinematycznych i czasowych. Takie podejście stało się znane, jako *analiza ilościowa*. Przywołując, wspomnianą na wstępie (str. 7), modyfikację koncepcji oraz parametryzację cech ruchu [Król i Mynarski, 2005; Król, 2016], staje się oczywiste, że w analizie ilościowej przydatne będą również te kategorie przebiegu czynności ruchowych. Analiza ilościowa stanowi inne wyzwanie dla naukowca i trenera, ponieważ metody analityczne powodują mierzenie detali, które następnie muszą być „przetworzone” w sposób odzwierciedlający zasadnicze charakterystyki (cechy) struktury ruchu.

Czasochłonność analizy ilościowej uniemożliwiła jej stosowanie w określonych warunkach, gdzie nacisk ciągle kładzie się na cały ruch. Natomiast w warunkach klinicznych (np. w analizie chodu) analiza ilościowa przekształciła się w potężne narzędzie wspierające podejmowanie decyzji klinicznych [Hajduk i wsp., 2016], jednak taki sukces nie jest jeszcze widoczny w technice sportowej.

Analiza techniki ruchu bardzo się rozwinęła dzięki rozwojowi modelowania matematycznego i komputerowej symulacji różnych czynności ruchowych (zwłaszcza sportowych). Między innymi opracowano modele układów wielosegmentowych, reprezentujących ludzkie ciało o różnym stopniu uszczegółowienia. Modele te można wykorzystać do tworzenia dynamicznych symulacji ruchu oraz zmiany warunków wejściowych i kontrolnych, aby odpowiedzieć na wiele hipotetycznych pytań. Takie podejście do analizy techniki ruchu zostało nazwane przez Elliotta [1999] *analizą predykcyjną*. W analizie predykcyjnej tkwi wielki potencjał, gdyż umożliwia osiągnięcie jednego z analitycznych celów analizy techniki, polegającego na badaniu „najbardziej efektywnego sposobu wykonywania ruchów”. Chociaż jest wyrafinowana w swoim rozwoju, ma tę zaletę, że skupia się bezpośrednio na zastosowanej technice, a dzięki graficznym ułatwieniom w animacji ludzkiego ciała może zapewnić bezpośredni system komunikacji wizualnej między naukowcem a trenerem lub sportowcem.

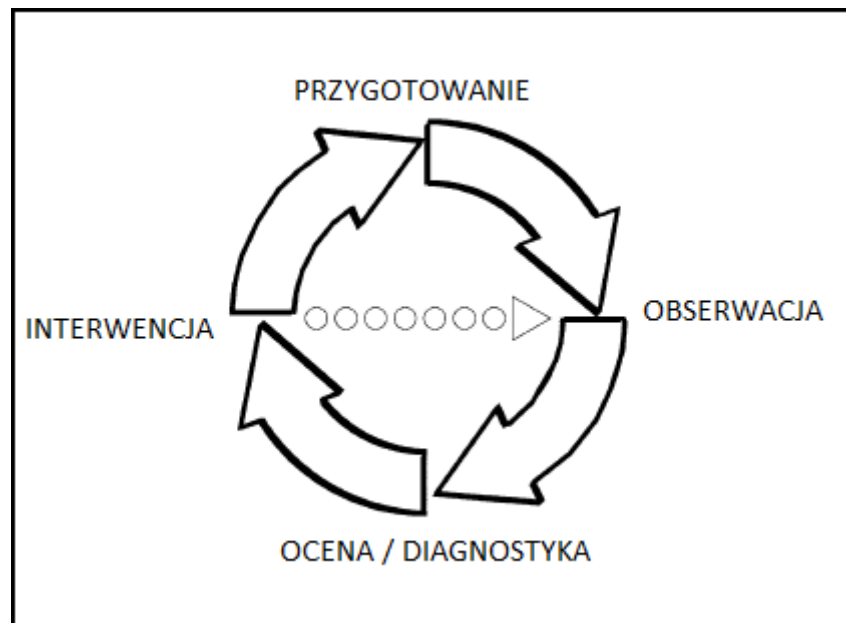
Jakościowe, ilościowe i predykcyjne podejścia do analizy techniki są w różnym stopniu wykorzystywane we współczesnej biomechanice, szersze spojrzenie na te zagadnienia przedstawiono poniżej.

1.2.1.1. Jakościowa analiza techniki ruchu

Analiza jakościowa charakteryzuje się subiektywną interpretacją ruchu, prowadzoną na różne sposoby. Tradycyjnie nauczyciele i trenerzy oraz specjaliści od biomechaniki stosują proste metody wykrywania i poprawy błędów podczas analizy jakościowej. Opiera się to na mentalnym obrazie prawidłowej techniki, w celu zidentyfikowania tych błędów w działaniu i zapewnieniu właściwej korekty. Takie podejście ma kilka negatywnych konsekwencji i jest zbyt uproszczonym modelem profesjonalnego osądu [Knudson, 2007]. Jedynie bardziej kompleksowa wizja, z wykorzystaniem biomechanicznych zasad, a nie proste wykrywanie/korekcja błędów przeszłości, pozwala na przeprowadzenie prawidłowej analizy jakościowej. Przekonują o tym Knudson i Morrison, definiując jakościową analizę jako „...systematyczną obserwację i introspekcyjną oceną jakości ruchu człowieka, prowadzoną w celu zapewnienia odpowiedniej interwencji, aby poprawić wydajność (efektywność) wykonania czynności ruchowej” [Knudson i Morrison, 1997; s. 4].

Definicja ta zawiera stwierdzenie o metodzie analizy jakościowej oraz jej celu i identyfikuje trzy główne etapy procesu jakościowego – obserwację, ocenę/diagnozę i interwencję.

W definicji nie wspomniano jedynie o pierwszym etapie (kroku), tj. o przygotowaniu obserwatora do analizy. Te cztery etapy, a zarazem czterozadaniową strukturę, obrazowo przedstawiono na rycinie 1.3.



Rycina 1.3. Czterozadaniowy model analizy jakościowej, zaadaptowany przez Knudsona i Morisona [2002].

W zadaniu przygotowującym analizę jakościową profesjonalista (obserwator) gromadzi stosowną wiedzę kinezylogiczną (biomechaniczną) o czynności ruchowej i o samym wykonawcy, a następnie wybiera strategię obserwacyjną. W zadaniu obserwacyjnym analityk ten korzysta z tej strategii, aby zebrać wszystkie istotne sensoryczne informacje dotyczące wykonania ruchu. Trzecie zadanie analizy jakościowej ma dwa trudne elementy: ocenę (oszacowanie), a następnie diagnozę sposobu wykonania ruchu. W ocenie analityk identyfikuje mocne i słabe strony wydajności wykonania czynności ruchowej. Diagnoza obejmuje zaś ustalanie priorytetów potencjalnych interwencji, w celu oddzielenia przyczyn niskiej wydajności od drobnych lub symptomatycznych słabości. Interwencja jest ostatnim zadaniem analizy jakościowej. W tym zadaniu profesjonalista wykonuje pewne działania w imieniu wykonawcy. Często w analizie jakościowej analityk natychmiast, „na żywo” wraca do zadania obserwacyjnego, w celu monitorowania interwencji i postępu w wykonywanym ruchu. Zawarty tu model analizy jakościowej jest również istotny dla sportowych, jak i klinicznych zastosowań biomechaniki, w celu usprawnienia ruchu człowieka.

O **przygotowaniu** obserwatora do przeprowadzenia analizy jakościowej informują Meinel i Schnabel [1998], wskazując m.in. na ważne aspekty spostrzegania optycznego. W dostępnej literaturze obszernie prezentowany jest etap systematycznej **obserwacji**, a na jego potrzeby opracowano kilka pomocnych środków tj. analiza fazowa, analiza czasowa i cechy krytyczne. Natomiast **ocena (ewaluacja, oszacowanie)**, jako proces definiowania metody jakościowej, odnosi się do sposobu, w jaki dokonywane są „introspektywne osądy” dotyczące działania (diagnoza błędów), do czego zostały użyte trzy główne podejścia (chodzi o szablony, zasady ruchu i modele systemowe przedstawione dalej). Niewątpliwie ten trzeci krok analizy jakościowej został przedstawiony najszerszej, zarówno w literaturze, jak i w mojej pracy. Najmniejszym zainteresowaniem wśród badaczy cieszy się proces **interwencji**, z tego powodu ten aspekt analizy jakościowej nie będzie w ogóle dalej rozważany.

Potencjał obserwatora

Analiza jakościowa techniki czynności ruchowych bazuje głównie na spostrzeganiu optycznym, nazywanym również widzeniem motorycznym [Meinel i Schnabel, 1998]. Trafność, ale także i dokładność spostrzegania, zależy od kilku czynników: wprawy i doświadczenia w patrzeniu na ruch, myślowego w nim współuczestniczenia, wiedzy o prawidłowym jego przebiegu, jak również od szybkości i wieloaspektowości obserwacji. Ta analiza jakościowa wymaga jeszcze dostatecznej wiedzy o ludzkiej motoryczności i umiejętności precyzyjnego, słownego opisanie tego, co się w przebiegu ruchu dostrzegło. Widzenie motoryczne, nie jest zatem ograniczone samym wzrokowym spostrzeżeniem, lecz wzbogacone jest o doświadczenia ruchowe oraz wiedzę o ruchu, stanowi, jak pisze Rubinstein [1984], jednolite, sensowne i ogólne spostrzeganie. „Pewność widzenia i oceny przebiegu ruchu jest tym większa, im bardziej opiera się na bogatych danych o ruchu, jego warunkach i przyczynach” [Raczek, 2014; s. 54]. Przygotowując się do obserwacji, musimy zatem wiedzieć co i jak obserwować.

Dobry obserwator rozpatruje ruch zarówno syntetycznie, jak i analitycznie, przechodząc od postrzegania całego przebiegu ruchu, do skupienia się na sekwencjach składowych, i odwrotnie. Jest to jednak znacznie utrudnione w przypadku jednokrotnej obserwacji. Zdaniem Króla [2016], postępowanie analityczno-syntetyczne w toku obserwacji czynności ruchowych wymaga od obserwującego określonych umiejętności i zdolności, do których należy zaliczyć:

- umiejętność tzw. widzenia motorycznego, zdobywana w toku długoletniego doświadczenia i świadomego ćwiczenia. „Pewne oko” trenerów nie wynika jednak

tylko ze zdolności optycznych, ważne jest tu także wykorzystanie własnych doświadczeń ruchowych i efektów samoobserwacji, a przede wszystkim wiedzy o ruchu.

- umiejętność tzw. współuczestniczenia w ruchu, nie tylko wzrokiem, lecz często także przez bardzo subtelne, ledwo dostrzegalne z zewnątrz, uaktywnianie odpowiednich mięśni obserwującego, zaangażowanych w śledzony ruch. Zjawisko to już od dawna znane jest, jako tzw. efekt Carpentera, np. „udzielania się” rytmu ruchu osobie obserwującej, zarówno fachowcowi, jak i kibicowi.

Środki pomocne w obserwacji

Kilku autorów opisało modele obserwacyjne, jako podstawę do przeprowadzenia analiz jakościowych, zostały one szczegółowo opisane przez wspomnianych już Knudsona i Morrisona [1997]. Oprócz opisywania obserwowanych czynności ruchowych [jak u Halla, 1991], wiele z tych modeli odnosi się również do środków pomocy, które mogą być wykorzystane do wspomagania systematycznej obserwacji. Pojawiają się one, jako idea: „analizy fazowej”, „analizy czasowej” i „cech krytycznych”.

Analiza fazowa jest opisowym procesem podziału ruchu na odpowiednie części, tak, aby skupić uwagę na efektywności każdej z nich. Niektórzy autorzy [np. Knudson i Morrison, 1997, Bartlett, 1999] wyróżnili trzy główne fazy ruchu (przygotowanie, działanie i kontynuacja; odpowiednio ang. *preparation*, *action* i *follow-through*)¹, podczas gdy inni, zidentyfikowali cztery lub więcej faz [np. Hay and Reid, 1982; Lees, 1999]. Większość autorów przyznaje, że fazy te można dalej podzielić na pod fazy i, że rozróżnienie między jedną fazą lub pod fazą a inną jest arbitralne i zdeterminowane przez szczególną umiejętność i potrzeby osoby analizującej. Niemniej jednak ten proces polegający na rozkładaniu danej czynności ruchowej na części funkcjonalne jest pierwszym, ważnym krokiem analitycznym.

Analiza czasowa jest próbą czasowego określenia czynności ruchowej, a opiera się na sekwencji przestrzennego odwzorowania ruchu, ustalonego za pomocą analizy fazowej. Arend i Higgins [1976] oraz Adrian i Cooper [1995] odnosili się do czasowych aspektów ruchu, a dotyczących *timingu*² i *rytmu* w wykonywanych czynnościach ruchowych. Zaskakujące jest, jak rzadko wspomina się o tych cechach ruchu w analizach jakościowych. Tym bardziej, że wielu teoretyków i praktyków sportu [Matwiejew, 1979; Czabański, 1986;

¹ Król [2016] używa, jak wspomniano w podrozdziale 1.1.1., nieco innego nazewnictwa, co wynika z celu każdej z faz.

² *Timing* – określenie optymalnego czasu działania [Knudson, 2007].

Popow, 1986; Ratow, 1994] uważa, że rytm jest tą cechą ruchu, od której powinno się rozpoczynać kształtowanie nawyku ruchowego. Zdaniem Czajkowskiego „...uchwycenie i opanowanie podstawowego rytmu ruchów jest sprawą najważniejszą i najtrudniejszym zadaniem; po jego opanowaniu zmienne stosowanie różnych wskaźników wykonania jest znacznie łatwiejsze” [Czajkowski, 1993; s. 29].

Cecha krytyczna (ang. *critical feature*) została po raz pierwszy wprowadzona do literatury przedmiotu przez Arenda i Higginsa [1976]. Zdefiniowali ją, jako „...najmniejsza część lub faza ruchu, która może być zmodyfikowana, aby osiągnąć cel”. Ta raczej trudna fraza zilustrowana jest przykładem, który odnosi się do przyłożenia siły z rakiety tenisowej w stronę piłki. Chociaż właściwy zwrot działającej siły jest niewątpliwie decydujący dla powodzenia akcji, trudno jest jednak ustalić, jak można to „zaobserwować”. Zdaniem Króla, „...obserwator nie potrafi wzrokowo różnicować wyzwanych sił. To, co w praktyce określa się, jako „mocne odbicie” lub „silne uderzenie” jest raczej przejawem zdolności siłowo-szybkościowych ćwiczącego. Siła nie jest charakterystyką ruchu, lecz człowieka, jego strukturalno-funkcjonalnych możliwości, nie jest skutkiem, lecz przyczyną – uwarunkowaniem ruchu, uzewnętrzniającym się jednak w wykonywanej czynności ruchowej” [Król, 2016; s. 53]. McPherson [1990] definiuje cechy krytyczne, jako „...elementy ruchu, które są niezbędne do wykonania czynności ruchowej”. Jako przykład podaje zamach w tył w uderzeniu tenisowym. Jest to ruch niezbędny do udanego wykonania tej czynności, z czym trudno się nie zgodzić. Jej zdaniem cechy krytyczne są obserwowalnymi aspektami ruchu, kontrastującymi jednak z twierdzeniami o mechanicznych zasadach, którymi nie są. Ogólna koncepcja opisana przez McPherson wydaje się atrakcyjna i została przyjęta przez Knudsona i Morrisona [1997], a dotyczyła kilku ogólnych czynności ruchowych, w tym rzucania i chwytania. Z ich przykładów wynika, że cechami krytycznymi są ogólne określenia, odnoszące się do: pozycji (np. przyjmowanej do łapania piłki – przysiadanie ze zgiętymi kończynami górnymi i dolnymi), domniemanego skupienia uwagi (np. obserwowania piłki) i ruchu (np. podając piłkę lub przyciągając ją do klatki piersiowej). W tym ujęciu wydaje się, że te cechy krytyczne dotyczą bardzo ogólnych charakterystyk czynności ruchowych, z których niektóre mogą być wyrażeniem wybranych podstawowych biomechanicznych zasad ruchu (patrz dalej w tekście).

Nieco inaczej widzi to Bartlett, owszem potwierdza, „...aby przeanalizować zaobserwowaną technikę ruchu, musimy zidentyfikować jego krytyczne cechy” [Bartlett, 2009; s. 59.]. Jednak „...cechy te powinny mieć kluczowe znaczenie dla poprawy wydajności wykonania danej czynności ruchowej lub zmniejszenia ryzyka urazu podczas

jej wykonywania – a czasami dla spełnienia obu celów” [Bartlett, 2009; s. 59]. Dla osoby przeprowadzającej jakościową analizę oznacza to możliwość obserwowania cech krytycznych, natomiast od analityka dokonującego interpretacji ilościowej wymaga to ich mierzenia i często dalszej analizy matematycznej. Identyfikacja tych krytycznych cech jest prawdopodobnie najważniejszym zadaniem stojącym przed analitykiem jakościowym lub ilościowym.

Wspomniane „środki pomocnicze do prowadzenia obserwacji” mają być punktem wyjścia do analizy jakościowej, a nie ją kończyć, jak to często bywa w instruktażach trenerskich lub podręcznikach. Zastosowanie „analizy fazowej” jest bardzo popularne, prawdopodobnie ze względu na jej prostotę. Z drugiej strony wydaje się, że „pomoce obserwacyjne”, wymagające większego przygotowania i wiedzy ogólnej, jak na przykład wykorzystanie „cech krytycznych”, osiągnęły mniej powszechne zastosowanie, chociaż brak badań ewaluacyjnych sprawia, że trudno to ocenić [Lees, 2002].

Ocena czynności ruchowych

Szablony. Szablon wzorcowy jest reprezentacją idealnej formy ruchu w każdej fazie, bywa przedstawiany w formie pisemnej, graficznej lub obrazkowej. Jest używany, jako narzędzie oceny i logiczne rozszerzenie analizy fazowej. Podręczniki szkoleniowe zazwyczaj mają skłonność do sekwencyjnego rozbijania czynności ruchowej w różnych jej fazach i dostarczają opisowych (często wizualnych) szablonów dla odpowiednich części czynności, na podstawie najlepszych wyników. Natomiast w warunkach treningowych, osiąga się to dzięki zastosowaniu demonstracji lub przez obserwację czynności w wykonaniu eksperta. To podejście jest chętnie stosowane w szczegółowych analizach fazowych, w odniesieniu do najwyższego poziomu wykonania czynności sportowej, ponieważ w przeszłości szablony wzorcowe często przedstawiano w czasopismach trenerskich [Tidow, 1990 – skok w dal, Hucklekemkes, 1992 – bieg przez płotki, Acero i wsp., 2012 – skok pionowy]. Odstępstwa od użytego szablonu wzorcowego dostarczają informacji, na podstawie których, można dokonać diagnozy usterek, chociaż należy wziąć pod uwagę różnice w poziomach wykonania czynności ruchowej i indywidualny styl. Hay i Reid [1982] oraz Bartlett [1999] zidentyfikowali pułapki tego podejścia, głównie związane z błędem założeniem, że sukces jest równoznaczny z wysokimi umiejętnościami technicznymi. Kolejnym, często zauważanym, ograniczeniem tej metody, jest to, że nie zachęca do krytycznego myślenia o stosowanej technice i dlatego może być stosowana niewłaściwie. Mimo tego, w innych obszarach, wykorzystywanie szablonu wzorcowego jest rozległe i pozytywne. Przykładowo, w warunkach klinicznych stosowana

jest obserwacyjna analiza chodu [Malouin, 1995], oparta na znormalizowanym szablonie chodzenia. Jest to dwuwymiarowy arkusz zapisów, który dzieli cykl chodu na różne fazy i pod fazy względem jednego wymiaru oraz punkty obserwacyjne, odnoszące się do stawów kończyn dolnych i tułowia, względem drugiego. Na podstawie takiej ustrukturyzowanej obserwacji, operator dokonuje właściwego osądu chodu. Wydaje się, że jest to wyraźny kontrast w stosunku do wysiłków poświęconych tym zagadnieniom w analizie sportowej.

Zasady ruchu. Najwcześniejszym i być może najszerzej stosowanym naukowym podejściem do oceny techniki ruchu było zastosowanie zasad mechanicznych. Ponieważ zostały one wyartykułowane i opracowane, zwykle określane są, jako „biomechaniczne zasady ruchu”. Zasadniczo są to kombinacje różnych reguł opartych na prostych relacjach mechanicznych, wielosegmentowych interakcjach i biologicznych właściwościach układu mięśniowo-szkieletowego człowieka. Zasady te są zatem „...powszechnymi regułami (przepisami) dla aplikacji biomechaniki, użytecznymi w analizie większości ruchów człowieka” [Król, 2016; s. 73]. W ostatnim półwieczu liczne badania wykazały, że ogólne zasady biomechaniki zapewniają przydatną formę do jakościowej analizy ruchu człowieka [Bunn, 1972; Northrip i wsp., 1974; Hochmuth, 1984; Johnson, 1990; Nielsen i Beauchamp, 1992; Matanin, 1993; Wilkinson, 1996; Bartelett, 1999; Williams i Tannehill, 1999; Knudson; 2007].

Bunn [1972] zidentyfikował 53 „zasady ruchu”, oparte na prawach mechaniki. Zostały podzielone na zasady: równowagi ($n = 6$), ruchu ($n = 7$), siły ($n = 27$) i „specjalne” ($n = 13$). Te ostatnie zasady odnoszą się do skutków takich czynników jak: opór powietrza, ruch wirowy i charakterystyki siły mięśniowej. Odniosł się on również do aspektów koordynacji segmentów (które mogą być interpretowane jako sekwencjonowanie ruchu od bliższego do dalszego) i wykorzystania cyklu rozciąganie-skracanie mięśni, choć niekoniecznie jako zasady. Co ciekawe, stwierdzenia te zawierały również przewidywania, w jaki sposób zasady te powinny się przejawiać. Nieco później Northrip i wsp. [1974] zidentyfikowali 51 „zasad biomechaniki”, które zaklasyfikowali na podstawie konwencjonalnych obszarów mechaniki. Zasady te dotyczyły: podstawowych parametrów mechanicznych i wybranych działów dynamiki. Natomiast Cooper i Glassow [1976] zidentyfikowali 18 „zasad ruchu”, które w dużej mierze były wyrażeniami zależności mechanicznych, interpretowanych w powiązaniu z wykonywaniem umiejętności sportowych. Jednak autorzy nie podali dla tych zasad żadnego uzasadnienia i nie zostały one dalej zaklasyfikowane. Natomiast Bober [1981] zidentyfikował „biomechaniczne zasady ruchu skoordynowanego”, które skategoryzował, jako: uniwersalne (ważne dla wszystkich działań

ruchowych), częściowej ogólności (ważne dla wielu umiejętności sportowych) i szczególne (ważne dla konkretnych umiejętności), nie rozwinął jednak ich znaczenia.

Hochmuth stwierdził zaś, że „...jednym z zadań biomechaniki jest sprowadzenie nagromadzonej wiedzy, dotyczącej najbardziej skutecznego ruchu w określonej dyscyplinie, do zbioru zasad biomechanicznych, które mogą mieć zastosowanie w osiągnięciu najbardziej efektywnej techniki sportowej” [Hochmuth, 1984; s. 149]. Identyfikując zasady biomechaniczne, autor uznał, „...mimo iż wyrażają one pewne uogólnienie wiedzy na temat efektywności ruchu zawodnika, to jednak nie wszystkie mogą być zastosowane do każdej struktury i celu zadania ruchowego” [Hochmuth, 1981; s.149]. Dokonał zatem selekcji wszystkich ogólnych zasad, określając jedynie sześć. Są to cztery zasady „biomechaniczne” (*optymalnej drogi przyspieszania – zasadniczo zasięgu ruchu, siły początkowej – cyklu rozciąganie-skracanie, optymalnej czasowej charakterystyki przyspieszenia – minimalizacji czasu oraz czasowej koordynacji poszczególnych popędów sił – właściwego sekwencjonowania ruchu dobrze skoordynowanych czynności*) i dwie „mechaniczne” (*akcji-reakcji oraz zachowania momentu pędu*). Zdaniem Hochmutha, ogólne zasady dające się zastosować do większości sportów są trudne do identyfikacji i mają ograniczone praktyczne zastosowanie, z powodu wyjątkowych celów i środowiskowych kontekstów czynności sportowych. Stąd w badaniach tych czynności korzysta się głównie z ww. sześciu specyficznych, dla określonych konkurencji, zasad. Zasady te, w porównaniu z ogólnymi regułami, głównie przydatnymi w analizie jakościowej, wskazują również na możliwości ich zastosowania w ilościowej analizie czynności sportowych.

Bartelett [1999] zajął podobne stanowisko do Bobera [1981], nieco tylko zasady ruchu uszczegółowiając. Zidentyfikował trzy uniwersalne zasady, odnoszące się do wszystkich albo zdecydowanej większości zadań sportowych i pięć zasad o częściowej ogólności oraz wspomniał o grupie szczegółowych zasad, mających zastosowanie do konkretnej umiejętności ruchowej. Do zasad uniwersalnych zaliczył:

- wykorzystanie w czynnościach ruchowych cyklu rozciąganie-skracanie mięśni (ang. *use of the stretch-shortening cycle of muscle contraction*) jest to ekscentryczno-koncentryczna kolejność aktywności mięśniowej, pozwalająca na uzyskanie dużej energii podczas skurczu koncentrycznego mięśni,
- minimalizowanie energii wykorzystywanej do wykonania zadania ruchowego (ang. *minimisation of energy used to perform the task*),
- kontrolę zbędnych stopni swobody w łańcuchu kinematycznym (ang. *control of redundant degrees of freedom in the segmental chain*).

Wśród zasad o częściowej ogólności Bartlett wyróżnił: sekwencyjne działanie mięśni (ang. *Sequential action of muscles*), minimalizację bezwładności (ang. *minimisation of inertia*), generowanie lub absorpcję popędu siły (ang. *impulse generation or absorption*), maksymalizację drogi przyspieszania (ang. *maximising the acceleration path*) oraz stabilność (ang. *stability*).

Wobec tak dużej liczby funkcjonujących w literaturze zasad ruchu, zidentyfikowanych przez różnych autorów, już w przeszłości podejmowano próby ich zredukowania, ograniczone do możliwych do opanowania form. Norman [1975] zaproponował 10 „biomechanicznych zasad analizy jakościowej”, podczas gdy Hudson [1995] przedstawił 10 „podstawowych pojęć kinezyjologii”. Te podstawowe „zasady” i „pojęcia” zawierają mieszaninę mechanicznych, wielosegmentowych i biologicznych reguł, które nie są jednak zróżnicowane.

Prawdopodobnie ostatnią próbę modyfikacji systematyki biomechanicznych zasad ruchu przeprowadził Knudson [2007]. Jego propozycja opiera się głównie na wspomnianych pracach Normana i Hudsona, którzy opracowali ogólne biomechaniczne zasady dla wszystkich ruchów człowieka. Zaproponowany przez Knudsona, uproszczony i zredukowany zestaw 9 zasad, wraz z ich krótką, jednozdaniową charakterystyką, przedstawia się następująco:

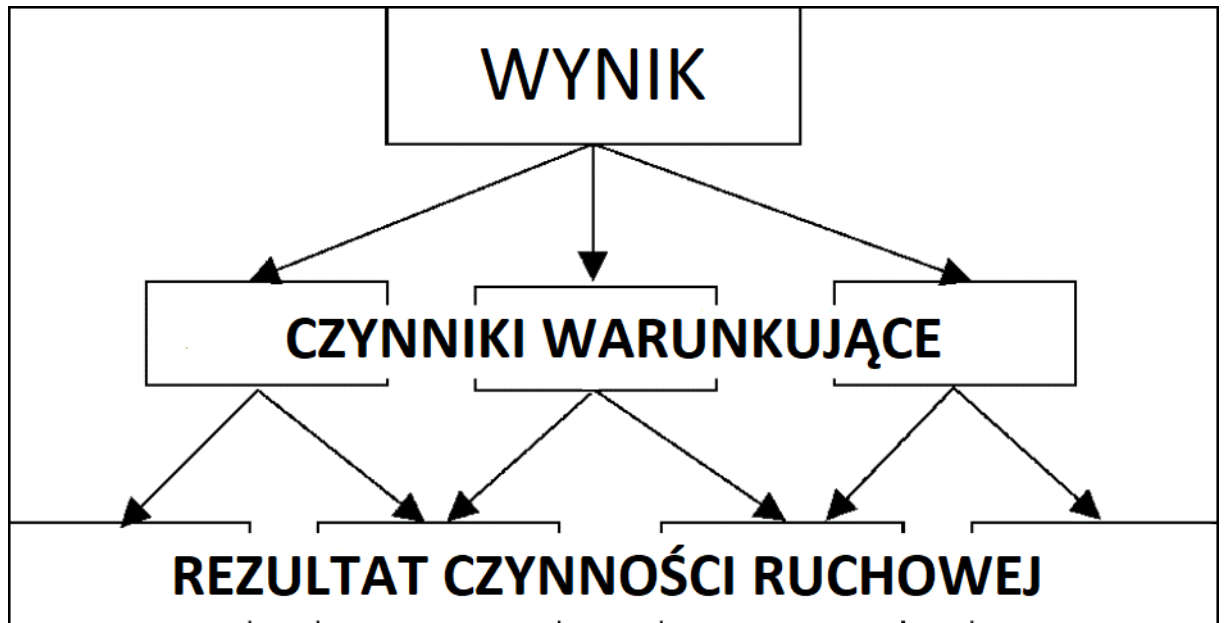
- 1) zasada siła-ruch (ang. *force-motion principle*) – nierównoważona siła oddziałuje na obiekt (nasze ciało lub przybór), jeżeli także równocześnie wywołuje lub modyfikuje jego ruch,
- 2) zasada siła-czas (ang. *force-time principle*) – zmiana ruchu obiektu nie następuje natychmiast, przebiega w określonym czasie,
- 3) bezwładność (ang. *inercja*) – własność wszystkich obiektów, zatem naszego ciała, przyrządu, a także przyboru, do przeciwstawiania się zmianie stanu spoczynku i podczas ruchu,
- 4) zasięg (obszerność) ruchu (ang. *range of motion*) – najogólniej, kombinacja ruchów (liniowych i kątowych) w łańcuchu kinematycznym, pozwalająca na osiągnięcie określonego celu,
- 5) równowaga (ang. *balance*) – zdolność człowieka do kontroli pozycji własnego ciała względem określonej podstawy podparcia,
- 6) zasada ciągłości koordynacji (ang. *coordination continuum principle*) wskazuje, że określenie optymalnego czasu działania (ang. *timing*) mięśni lub ruchu segmentów ciała zależy od celu czynności ruchowej,

- 7) zasada wzajemnych oddziaływań segmentów ciała (ang. *segmental interaction principle*) – zakłada się, że działanie sił w łańcuchu ogniw sztywnych może być przeniesione na inne części ciała za pośrednictwem stawów,
- 8) zasada optymalnego wylotu (ang. *optimal projection principle*) wskazuje, że w większości czynności ruchowych człowieka typu balistycznego (tj. uderzeń, rzutów czy kopnięć) istnieje, dla określonego celu, optymalny przedział kątów wylotu,
- 9) zasada ruchu wirowego (ang. *spin principle*) – nadanie piłce ruchu obrotowego (wiru), stabilizuje jej lot i wywołuje siłę nośną (ang. *lift*), która wraz z przeciwnie do niej zwróconą siłą ciężkości, kształtuje trajektorię lotu piłki, a także wpływa na późniejsze jej odbicie.

Chociaż istnieją pewne obszary zgodności między spojrzeniem Normana, Hudsona i Knudsona, widoczne są różnice w wyborze kluczowych zasad i sposobu, w jaki są one opisane. Mimo iż zasady określone przez tych autorów opierają się na tych samych mechanicznych prawach, mających zastosowanie w odniesieniu do umiejętności związanych z wykonywaniem zadań ruchowych, niewiele jest zgody co do tego, jak powinny być one skategoryzowane i przedstawione, a także, co do ich liczby oraz nazw. Nie ma również jednego stanowiska co do tego, na czym zasadniczo opiera się każda z tych zasad – na mechanicznych, wielosegmentowych czy biologicznych regułach. Ten brak porozumienia stanowi zatem przeszkodę we właściwym użyciu tych zasad. Jednak nawet to rozróżnienie może być wartościowe dla potencjalnych użytkowników, którzy co zrozumiałe, mogą być nieco zdezorientowani, próbując użyć biomechanicznych zasad ruchu w celu przeprowadzenia analizy jakościowej.

Modele systemowe. Kilku wspomnianych już autorów (np. Adrian i Cooper [1995] oraz Knudson i Morrison [1997]) opisało szereg *systemowych modeli* wykorzystywanych w analizach jakościowych do oceny ważnych charakterystyk czynności ruchowych. Najbardziej wpływowym z nich, wydaje się model zaproponowany przez Haya i Reida [1982]. Nie został on wówczas konkretnie nazwany, chociaż w kolejnej pracy określany jest jako „deterministyczny” [Hay i wsp., 1986]. Nazwę tę przejęli również Knudson i Morrison [1997], a inni określali go różnie, jako: „model czynniki-wyniki” [Adrian i Cooper, 1995], „model hierarchiczny” [Bartlett, 1999], „model wyniku wykonania” [Lees, 1999] lub „model jakościowy” [Sanders, 1999]. Model zapewnia podejście oparte na hierarchii czynników, które warunkują rezultat lub efektywność działania (ryc. 1.4). Główną zasadą podawaną przez Haya i Reida [1982] jest, że każdy z czynników w konstruowanym modelu powinien być całkowicie określony przez inne, pojawiające się

bezpośrednio pod nim albo przez dodanie lub znajomość mechanicznych relacji występujących między czynnikami.



Rycina 1.4. Model „deterministyczny” proponowany przez Haya i Reida [1982].

Jednak pomysłodawcy (Hay i Reid) od razu odbiegają od tej reguły, podając przykład modelu dla skoku wzwyż, który zawiera również uogólnione określenia dotyczące budowy i pozycji ciała. Chociaż wynik skoku wzwyż zależy od odpowiednich wysokości: ciała w chwili odbicia (ang. *takeoff height*) i odejść (uwolnienia) od poprzeczki (ang. *clearance height*) oraz wielkości przemieszczenia ciała w locie (ang. *flight height*), warunki początkowe są bezsprzecznie ważne i muszą zostać włączone do modelu. Dalsze odstępstwo od reguły jest ewidentne w ich szczegółowym modelu skoku wzwyż, w którym odejście od poprzeczki związane jest z „działaniami podczas uwalniania”, co można interpretować, jako próbę włączenia aspektów techniki. Co prawda Hay i Reid [1982] nie twierdzą, że ich model służy do analizy techniki, ale został on bezpośrednio powiązany z techniką przez innych [np. McGinnisa, 1999; Bartletta, 2009 i Króla, 2016]. Ponieważ model jest ukierunkowany na wynik, dlatego lepiej byłoby go zaklasyfikować szerzej, jako model „wydajności (efektywności) wykonania” ruchu. W większości czynności sportowych wynik zależy od warunków początkowych i popędu siły, generowanego podczas fazy działania tych czynności. Na przykład podczas najsilniejszego uderzenia w golfie (ang. *drive*) model „podpowie nam”, że prędkość główki kija musi być duża, ale nie, w jaki sposób to osiągnąć. Informacje na temat: używania kończyn górnych i kija, jako układu dwudźwigniowego, przesunięcia ciężaru ciała oraz rotacji (obrotu) biodra-barki wykraczają poza zakres modelu [Cochran i Stobbs, 1968]. Innymi słowy, na podstawie modelu można zidentyfikować

czynniki istotne dla wydajności wykonania ruchu, ale nie aspekty techniki istotne dla tych czynników.

Model Haya i Reida [1982] wydaje się cenny dla określenia szeregu czynników, które wpływają na wydajność wykonania ruchu i zapewnia ramy, w których można dyskutować o technice. Aby tego dokonać, należy użyć jednej lub więcej wcześniej opisanych metod (tj. szablonów i środki pomocnych do obserwacji). W tym znaczeniu nie jest to alternatywny model analizy techniki, ale jest komplementarny w stosunku do tych innych metod. Obrazuje to Sanders [1999], który w analizie techniki pływania stosował deterministyczny model oparty na zasadach mechanicznych, co doprowadziło do identyfikacji cech krytycznych. Poszukiwanie tych „zintegrowanych” podejść jest interesującym kierunkiem do podjęcia jakościowej analizy techniki.

Jakościowa analiza techniki wymaga szerokiej wiedzy i doświadczenia zarówno w zakresie umiejętności działania, jak i podstawowych (podbudowujących) zasad biomechanicznych. Brak zgody co do zasad biomechanicznych, brak rozróżnienia między wpływami mechanicznymi, wielosegmentowymi i biologicznymi w tych zasadach oraz brak rozróżnienia między techniką a wydajnością wykonania ruchu są zdaniem Leesa [2002] oznakami słabo rozwiniętych ram koncepcyjnych do analizy jakościowej. Nie brakuje propozycji dotyczących jakościowej analizy techniki, ale brak jest informacji, aby wskazać, które metody – lub połączenie metod – wykorzystują obserwatorzy, jak są one skuteczne w ich analizie i na jakim poziomie umiejętności ten sukces najprawdopodobniej zostanie osiągnięty. Również jego zdaniem, dopóki te niedociągnięcia w jakościowej analizie techniki nie zostaną rozwiązane, wątpliwe jest, czy metoda jakościowa znacząco się rozwinie, z pozycji, jaką obecnie zajmuje, nawet w przypadku alternatywnych podejść opartych na integracji metod.

1.2.1.2. Ilościowa analiza techniki ruchu

Ponieważ metody gromadzenia danych stały się szerzej dostępne, praktyczne stało się wykorzystanie ich do oceny techniki ruchu; jest to ogólnie określane, jako *ilościowa analiza techniki*. Chociaż subiektywne oszacowanie zmiennych ilościowych, w nielicznie przeprowadzonych badaniach [Cutting i Kozłowski, 1977 – dla charakterystyk chodu; Runeson i Frykholm, 1981 – dla podnoszenia ciężaru; Douwes i Dul, 1991 – dla kątów ciała], zakończyło się pewnym sukcesem, w normalnym podejściu do analizy ilościowej wykorzystuje się jednak różnorodne oprzyrządowanie. W związku z tym większość biomechanicznych tekstów opisuje metody gromadzenia danych, uzyskanych z różnych urządzeń, celem ilościowego określenia sposobu wykonania czynności ruchowych.

Zazwyczaj prace te obejmują analizę kinematyki ruchu, interpretację działających sił i elektromiografię. Podobnie jest również w tej dysertacji. Te biomechaniczne metody zostały wykorzystane głównie do opisowego celu ilościowej analizy techniki ruchu.

Wśród tych biomechanicznych prac jedne dotyczą techniki sportowej w odniesieniu do efektywności wykonania (np. analizy kinematycznej ruchu sztangi w rwaniu – Isaka i wsp. [1996] lub trójwymiarowej kinematyki kończyny górnej w piłce wodnej – Feltner i Nelson [1996]). W innych pracach celem było ustalenie wpływu zmiennej niezależnej m.in. na: sposób wykonania ruchu (np. techniki chwytu zewnętrznego i wewnętrznego w gimnastyce – Takei i wsp. [1995]), styl ruchu (np. charakterystyki działania kończyny podczas podawania piłki (ang. *pitching*) w baseballu – Escamilla i wsp. [1998] lub na określoną umiejętność (np. technikę skrętu (ang. *twist*) stosowaną w skokach na batucie – Sanders [1995]).

W tych naukowych dochodzeniach wyodrębniły się pewne ważne kwestie. Jedną z nich jest identyfikacja „kluczowych zmiennych” (ang. *key variables*) związanych z techniką ruchu. Innym badanym zagadnieniem jest nowoczesne przedstawienie „specyficznej sekwencji ruchów”, używanej w danej technice. Kolejną kwestią jest skuteczność wcześniej zidentyfikowanych „biomechanicznych zasad ruchu”. Te trzy zagadnienia zostaną kolejno omówione.

Wybór kluczowych zmiennych

Wcześniej ustalone i „logiczne” zmienne. Uzasadnieniem włączenia określonej zmiennej do analizy ilościowej techniki, może być odniesienie się do wcześniej przedstawionych artykułów lub założenie *a priori*, że wybrana zmienna ma istotne znaczenie dla ruchu (np. kąt zginania kolan podczas skoków). W tym drugim przypadku włączenie zmiennej może mieć uzasadnienie raczej na zasadzie „logicznej” [Lees, 1999], a nie po prostu przecucia. Jeśli badana czynność ruchowa została w przeszłości dobrze przeanalizowana, takie podejście, wydaje się, jest dość praktyczne. Ma jednak również ograniczenia, z których jedno jest to, że wcześniejsze badania mogły mieć stronicze zainteresowanie i po prostu nie uwzględniały niektórych kluczowych aspektów wydajności wykonania ruchu. Przykładem tego jest skok w dal, dla którego badania sprzed 1990 roku [patrz Hay i wsp., 1986; Nixdorf i Brüggemann, 1990] skupiały się głównie na fazach podejścia (ang. *approach*) i odbicia (ang. *takeoff*). W późniejszych badaniach [np. Lees wsp., 1993, 1994] zaczęto się szczegółowo przyglądać „przyziemieniu” (ang. *touchdown*) w fazie odbicia, co ma kluczowe znaczenie dla identyfikacji właściwych zmiennych tej fazy. W dyscyplinach sportowych o ograniczonej bazie badawczej niewiele znajdziemy wskazówek

dla nowego badacza. Można mu jedynie zalecić przeprowadzenie wcześniejszej analizy jakościowej i użycie „logicznego” argumentu dla wybranych zmiennych, przez analogię z pokrewnymi czynnościami ruchowymi.

W rodzimej literaturze, w celu oceny poprawności wykonania czynności sportowej wykorzystuje się określone parametry (wielkości), zwane *kryteriami*³ *skuteczności techniki* [Król, 2016]. Nie wystarcza jedynie ścisłe określenie wartości tych istotnych dla ruchu wielkości kinematycznych, czy też kinetycznych. Aby ocena była trafna, a jej kryteria pozwoliły określić zarówno kierunek zmian danego parametru, jak i umożliwić sformułowanie praktycznych wskazówek, należy ustalić jego graniczne wartości, tj. minimalny lub maksymalny wymiar [Bober, 1977; Trzaskoma, 1985; Król, 2016].

Deterministyczny model efektywności wykonania ruchu. Najbardziej rozpowszechnionym zastosowaniem modelu deterministycznego [Hay i Reid, 1982] było zidentyfikowanie kluczowych zmiennych efektywności wykonania ruchu, które następnie wykorzystano, jako podstawę do analizy ilościowej. Wbrew powstałemu wrażeniu, minęło jednak trochę czasu, zanim podejście to zostało przyjęte przez innych badaczy. Początkowo powoli, dopiero w kolejnych latach nieco szybciej takie podejście zaakceptowali m.in. Ballreich [1983], Bober [1985], Ballreich i Baumann [1988], Sanders [1998], Takei [1998], Feltner i wsp. [1999], McLean i wsp. [2000].

Przybliżając koncepcję modelu deterministycznego, należy wyraźnie odróżnić kluczowe zmienne (wg Ballreicha [1983] są to biomechaniczne *wielkości wpływające* na wynik czynności ruchowej), od parametrów jedynie ruch *opisujących*. Stopień wpływu parametru biomechanicznego na rezultat czynności ruchowej oznacza ilościowe relacje funkcjonalne typu deterministycznego lub niedeterministycznego (stochastycznego) w skali mierzalnej, pomiędzy rezultatem a parametrami na niego wpływającymi. Po zidentyfikowaniu *wielkości wpływających* (kluczowych zmiennych) na model, ważną kwestią jest ich znaczenie względem siebie. Jest to ustalane przez korelowanie zmiennych na sąsiednich poziomach tego modelu. Przykładowo w analizie wykonania skoku w dal, Hay i wsp. [1986] korelowali formalną długość skoku i trzy deterministyczne zmienne, od których ta długość bezpośrednio zależała. Zmienna najbardziej korelująca z wynikiem – odległość przebyta podczas lotu (ang. *flight distance*) – była następnie korelowana z jej kolejnymi zmiennymi zależnymi (czynnikami), aż do osiągnięcia ostatniego poziomu w modelu deterministycznym. Zmienne, które w większości determinowały osiągnięcie (długość skoku) na wszystkich

³ Zdaniem Trzaskomy [1972], kryteria to ogólne cechy, na podstawie których można dokonać oceny danego ruchu lub procesu.

poziomach, to szybkość w chwili odbicia, pozioma prędkość w fazie odbicia i pozioma prędkość w ostatnim kroku. Ogólna interpretacja tego odkrycia – szybkość podejścia określa efektywność wykonania w skoku w dal – została faktycznie potwierdzona przez Haya [1994] dla szerokiego zakresu szybkości. Chociaż rzadko podejście to zostało wykorzystane przez innych. W przypadku skoku przez konia w gimnastyce Takei [1992] powiązał efektywność wykonania lotu za przyrzędem z różnymi zmiennymi lotu przed i za przyrzędem, i stwierdził, że wartości znaczących zmiennych spadają kaskadowo na pięciu poziomach deterministycznej hierarchii. Takie podejście ma tę zaletę, że ogranicza liczbę kombinacji między badanymi zmiennymi i wskazuje te, które mają największy wpływ na wydajność wykonania. Istnieje jednak kilka ograniczeń. Po pierwsze, zidentyfikowane zmienne są zmiennymi efektywności wykonania, a nie techniki ruchu. Po drugie, podejście statystyczne zakłada liniową zależność między zmiennymi a efektywnością. W niektórych przypadkach nie jest to prawdą – na przykład związek pomiędzy szybkością „uwalniania” a odległością wyrzutu osiągniętą w rzutach, co wynika z mechanicznego wzoru na zasięg. Po trzecie, dla danej grupy zawodników w warunkach współzawodnictwa, zakres, w którym każda zmienna występuje, może być niewielki, prowadząc do anomalnych wyników.

W odróżnieniu od wspomnianej tu analizy statystycznej, która prowadzi do porównywalnej oceny stopnia wpływu kluczowych zmiennych na rezultat ruchowy, matematyczna procedura optymalizacyjna dostarcza informacji o tych wartościach kluczowych zmiennych, dla których zadana funkcja, tzn. rezultat, osiąga maksimum lub minimum. Do rozwiązania problemu stosuje się wtedy metody rachunku wariacyjnego i różniczkowego [Pandy i wsp., 1990; Maroński, 1994; Ryguła, 2000].

Zdaniem Leesa [2002], deterministyczny model skupia się na czynnikach, które wpływają na wynik działania (ang. *performance outcome*), a nie na leżących u podstaw techniki jej charakterystykach (parametrach; cechach), zatem nie powinien być postrzegany, jako ilościowy model analizy techniki. W niewielu badaniach próbowano określić wpływ tych zmiennych techniki (ang. *technique variables*) na samą efektywność wykonania ruchu. Takim wyjątkiem jest badanie przeprowadzone przez Greiga i Yeadona [2000], dotyczące charakterystyk przyziemienia w skoku wzwyż. Autorzy ci badali pojedynczego skoczka podczas sesji treningowej, który wykonywał powtarzające się skoki, zmieniając tempo biegu i długość rozbiegu podczas podejścia do odbicia. Miarą wyniku była wielkość uniesienia ciała w locie (wielkość wysokości; ang. *jump height*), zmienną efektywności (ang. *performance variable*) stanowiła szybkość podejścia,

(choć autorzy określają ją, jako zmienną techniki); a dwie zmienne techniki to kąt postawienia (nachylenia) kończyny dolnej w chwili przyziemienia (ang. *touchdown leg plant angle*) i kąt w stawie kolanowym w chwili przyziemienia (*touchdown leg knee angle*). Okazało się, że w sytuacji, gdy szybkość podejścia, kąt postawienia i kąt w stawie kolanowym kończyny odbijającej w chwili przyziemienia wzrosły, zawodnik osiągnął większą *jump height*, chociaż istniały dowody na interakcję między tymi zmiennymi. W związku z tym, jak zauważono, użyta technika zmieniła się wraz ze zmianą wyniku. Systematyczny charakter tych zmian sugeruje, że zmienne techniki odnoszą się do efektywności wykonania ruchu, chociaż zależność ta, co ważniejsze, nie zawsze była liniowa.

Modele statystyczne. W przypadku wielu złożonych czynności ruchowych ich wydajność wykonania jest wyraźnie powiązana z aspektami techniki, których nie można uwzględnić w deterministycznym modelu efektywności wykonania ruchu. W wielu dyscyplinach sportu kąty w stawach, prędkości kątowe i inne zmienne kinematyczne są charakterystykami techniki, które mogą mieć wpływ na efektywność wykonania ruchu. Aby zidentyfikować występowanie i „siłę” każdego takiego związku między mierzoną zmienną a wydajnością, badacze mają tendencję do stosowania podejścia statystycznego. Najczęściej stosowaną metodą jest wielokrotna analiza korelacyjna. Kiedy analiza ilościowa uwzględnia dwa lub więcej warunków wykonania (np. styl, umiejętność, sposób realizacji ruchu i in.) można zastosować analizę różnicową. Takei [1991] porównywał różne odmiany ruchu zawodników wykonujących obowiązkowe skoki przez konia, podczas igrzysk olimpijskich w 1988 roku. Ogółem zmierzył 75 zmiennych fazy podporowej (kontaktu) i fazy lotu za przyrzędem przerzutu w tył i porównał je z podobnymi danymi zebranymi 2 lata wcześniej podczas krajowych mistrzostw. Takei określił kilka zmiennych, które różnicowały te dwa standardy wykonania. Taka analiza pomaga zidentyfikować zmienne, które warto rozwijać u gimnastyków podczas treningu i skupić się na ich pomiarze w kolejnych analizach, w ramach długotrwałego procesu monitorowania. Zdaniem Leesa [2002], dzięki zwiększonej zdolności do gromadzenia danych biomechanicznych można się spodziewać, że techniki analizy regresji staną się popularne w badaniu względnego znaczenia zmiennych techniki i wydajności (efektywności) wykonania ruchu.

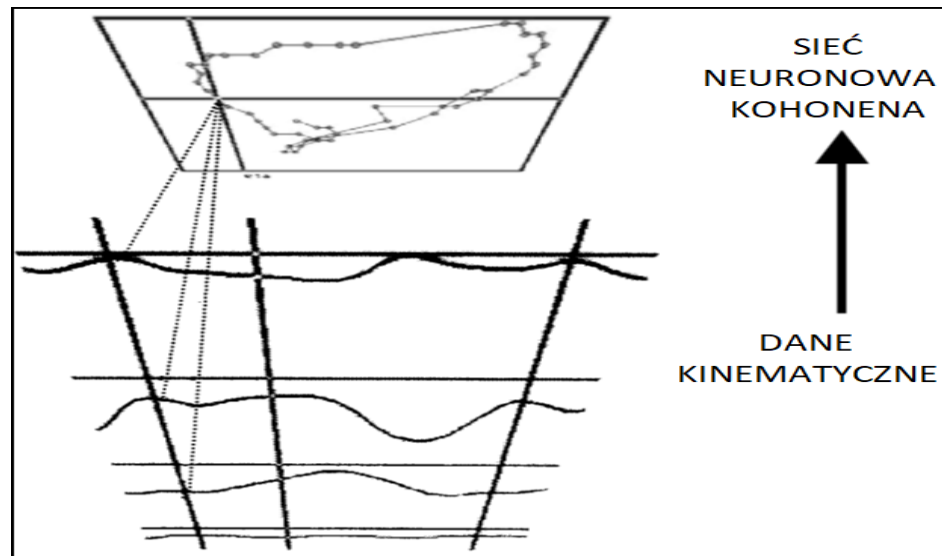
Inne podejścia. Choć nie jest to powszechnie uznawane, biomechaniczne zasady ruchu zapewniają logiczną podstawę do wyboru kluczowych zmiennych techniki. Niektóre zasady ruchu zawierają wyraźne wskazanie, co należy mierzyć. Jedną z nich jest zasięg (obszerność) ruchu (ang. *range of motion*) [Norman, 1975; Hudson, 1996;

Knudson, 2007]. W rzucie oszczepem Bartlett i wsp. [1996] określali długość drogi przyspieszania oszczepu, a w golfie, Burden i wsp. [1998] rozpatrywali rozdzielanie (separację) ruchu linii bioder od barków. Natomiast w piłce nożnej, Lees i Nolan [2002] określili ilościowo rotację miednicy w fazie retrakcji (zamachu; cofania kończyny) podczas kopnięcia. W tych przykładach zmienne techniki zostały wybrane bezpośrednio lub pośrednio na podstawie zasady ruchu. Zasady ruchu nie zostały konkretnie określone w żadnym tekście, jako logiczna podstawa wyboru kluczowych zmiennych techniki, ale istnieje wyraźne uzasadnienie takiego postępowania. Ich stosowanie jest utrudnione z powodu braku jasności w tych zasadach, mają jednak znaczny potencjał na przyszłość. Takie podejście ma tę zaletę, że wyraźnie skupia się na technice ruchu, a nie jest przysłonięte przez wpływ zmiennych wydajności wykonania czynności ruchowej.

Nowe podejścia do prezentacji techniki

Sieci neuronowe. Jedną z nowszych metod analitycznych opisanych w literaturze, oferujących potencjał do ilościowej analizy techniki, jest wykorzystanie sztucznej sieci neuronowej. Od dłuższego już czasu sztuczne sieci neuronowe wykorzystywane są do klasyfikowania obiektów (w tym typów ruchu) na podstawie szeregu danych wejściowych, które mogą być danymi biomechanicznymi i kategoriami wyników. Wyznaczają one relacje pomiędzy zmiennymi wejściowymi a kategoriami wyników, oparte o system nieliniowych wag między nimi. Możliwości wykorzystania tzw. sztucznej inteligencji, w tym sieci neuronowych, do analizy techniki sportowej zostały zasugerowane przez Laphama i Bartletta [1995]. Postęp w zastosowaniu tych technik w sporcie jest powolny, prawdopodobnie ze względu na złożoność koncepcyjną związaną z metodą, a także trudności w uzyskaniu wystarczających danych, aby umożliwić rozsądną klasyfikację ruchu. Zastosowanie sztucznej sieci neuronowej do techniki pchnięć kulą zostało opisane przez Yan i Li [2000], co przyniosło umiarkowany sukces w identyfikacji wybranych aspektów techniki, które różniły się pomiędzy jednym zawodnikiem a drugim, wybranym, jako elitarny „model” efektywności wykonania ruchu. Ta aplikacja wydaje się wyrafinowaną wersją podejścia do modelowania, w której możliwe jest włączenie wielu aspektów wydajności wykonania i techniki ruchu, mających ze sobą nieliniowe relacje. Niedawno Maszczyk i wsp. [2016] podjęli próbę określenia, czy modele regresji lub sztuczne sieci neuronowe, oparte o parametry kinematyczne i elektromiograficzne wyciskania sztangi leżąc, mogą precyzyjniej przewidywać rezultaty. Uzyskane wyniki wyraźnie pokazują, że modele neuronowe są narzędziem, które jest użyteczne w przewidywaniu rezultatów, klasyfikując sportowców w optymalizacji procesu treningowego.

Sztuczne sieci neuronowe mogą być wykorzystywane na różne sposoby. Barton [1999] opracował aplikację, która pozwala przedstawić szereg danych wejściowych jako dwuwymiarową matrycę graficzną lub sieć Kohonena⁴, a wynikowy „obraz” jest reprezentacją podstawowych danych (ryc. 1.5).



Rycina 1.5. Sieć neuronowa Kohonena, redukująca wejściowe dane kinematyczne do płaskiej mapy topologicznej [za: Less, 2002].

Sztuczna sieć neuronowa wykorzystuje się m.in. jako nieliniową metodę redukcji danych, której efekt można oglądać w postaci płaskiej grafiki. Uważa się, że lokalizacje na płaskiej powierzchni są związane z charakterystyką ruchu (tj. techniką). W przypadku każdej konkretnej techniki wyzwaniem jest zidentyfikowanie obszarów na powierzchni ze szczególną charakterystyką ruchu. Zostało to zastosowane z pewnym sukcesem przez Bartona i wsp. [2000] w analizie chodu oraz techniki sportowej w odniesieniu do kopnięcia piłki.

Ilościowe określenie koordynacji. Metody analizy ilościowej są bardzo przydatne do badania zmiennych w sposób dyskretny i ich przebiegu w czasie, ale czasowe zależności między zmiennymi są trudniejsze do ustalenia. W badaniu czynności ruchowych istnieje duże zainteresowanie koordynacją wewnętrzną oraz między kończynami, a także wykorzystaniem zdobytej wiedzy do weryfikacji podstawowych teorii ruchu (na przykład teorii układów dynamicznych – ang. *dynamical systems theory*; Davids i wsp. [2000]). Koordynacja wewnętrzna i między kończynami może być uznana za odzwierciedlającą technikę (jako „specyficzna sekwencja ruchów”) oraz, co charakterystyczne,

⁴ Sieć neuronowa uczona w trybie bez nauczyciela w celu wytworzenia niskowymiarowej (przeważnie dwuwymiarowej) nieciągłej reprezentacji przestrzeni wejściowej.

określana jest również ilościowo przez orientację jednego segmentu kończyny względem drugiego (intra) lub jednej kończyny względem drugiej (inter). Koordynacja została szeroko przedstawiona jakościowo. Świadczą o tym prezentowane przez Cavanagh [1990] tzw. wykresy fazowe (np. kątowe; ang. *angle-angle diagrams*) stosowane do opisu koordynacji kończyn dolnych podczas biegania. Natomiast ujęcie ilościowe koordynacji zostało zasadniczo osiągnięte za pomocą korelacji krzyżowej, zazwyczaj kątowej orientacji między dwoma segmentami lub kończynami. Dodatnia wartość korelacji krzyżowej oznacza, że ruch względny dwóch segmentów jest w fazie, podczas gdy wartość ujemna wskazuje, że są one poza nią. Przykładem mogą być badania wpływu ćwiczenia na wykonanie kopnięcia piłki [Anderson i Sidaway, 1994] oraz różnice w koordynacji między zawodnikami o najwyższym poziomie sportowym a nowicjuszami, podczas serwowania w siatkówce [Temprado i wsp., 1997]. Rozwinięciem tego podejścia statystycznego jest sprzężona korelacja krzyżowa [Amblard i wsp., 1994], w której oblicza się korelacje krzyżowe między dwoma zestawami danych podczas kilku dodatnich i ujemnych opóźnień czasowych między nimi. Szczyt krzywej wynikowej wskazuje względną fazę między dwoma segmentami. Fazę względną wykorzystuje się zwykle, jako miarę koordynacji, a może być badana wraz z rozwojem umiejętności, zazwyczaj poprzez trening lub z nabywanym doświadczeniem. Chociaż większość aplikacji w literaturze czynności ruchowych dotyczy, będących dużym wyzwaniem, teorii zachowania ruchu (ang. *theories of movement behaviour*), metoda ta miała również pewne zastosowanie w badaniu aspektów techniki sportowej. Jeden z takich przykładów opisał Morriss [1998], który po zastosowaniu sprzężonej korelacji krzyżowej, oznajmił, że technika rzutu oszczepem w przypadku zawodnika elity nie zmieniła się znacząco w ciągu 5 lat, z wyjątkiem jednego roku, w którym doznał on kontuzji. Zdaniem Hamilla i wsp. [2000], zainteresowanie biomechaników wykorzystaniem tego podejścia do badania techniki prawdopodobnie powinno wzrosnąć, w celu określenia w sposób dyskretny lub ciągły względnych faz między dwoma segmentami.

Sieć neuronowa i podejścia koordynacyjne w odniesieniu do analizy techniki ruchu zostały stosunkowo niedawno wprowadzone do biomechaniki. Ponieważ metody te określają ilościowo „specyficzną sekwencję ruchów”, oferują one ogromny potencjał do badania techniki ruchu w taki sposób, że nie można zastosować bezpośredniego użycia ilościowych metod biomechanicznych.

Biomechaniczne zasady ruchu

Metody analizy ilościowej zostały wykorzystane do zbadania mechanizmów leżących u podstaw biomechanicznych zasad ruchu. Zaznaczono już, że niektóre z tych zasad

doprowadziły do „przewidywania” sposobu funkcjonowania złożonego układu biomechanicznego. W szczególności dotyczy to tzw. zasady sumowania szybkości, związanej z sekwencjonowaniem ruchu od bliższego segmentu ciała do dalszego. Stwierdzono w niej, że „...w czynnościach skakania, rzucania lub kopania, gdzie najwyższa szybkość jest możliwa w chwili odbicia (ang. *takeoff*) lub uwalniania (ang. *release*) konieczne jest, aby ruch każdego członu ciała rozpoczynał się w chwili największej prędkości, ale najmniejszego przyspieszenia członu poprzedzającego” [Bunn, 1972; s. 10]. Od tego czasu zostało to jednak zakwestionowane przez wielu badaczy. Ilościowe analizy różnych rzutów i kopnięć faktycznie pokazały, że proksymalny segment osiąga maksymalną prędkość kątową i zaczyna powoli zwalniać, zanim dystalny segment osiągnie prędkość maksymalną [Kulig, 1984; Putnam, 1991]. To **czasowe przesunięcie (następstwo) kolejnych części ciała** zostało jeszcze wielokrotnie potwierdzone, m.in. przez Króla [2016], i stanowi jedną z form kategorii nazywanej w antropomotoryce **sprzężeniem ruchów** [niem. *Bewegungskopplung*; Meinel i Schnabel, 1998]. Związane jest ono z przenoszeniem energii kinetycznej. Przykładowo w rzucie oszczepem szybki ruch kończyny górnej z jednoczesnym przyhamowaniem tułowia, prowadzi do przekazania jego energii kinetycznej przez kolejne ogniwa na oszczep (przenoszenie odśrodkowe). Natomiast w trakcie odbicia w skoku wzwyż, dużą masę, jaką stanowi tułów, wprawia się w ruch przez ruch wymachowy⁵ kończyn górnych i dolnej. Relatywnie mała masa kończyn pozwala na nadanie im dużej energii (przyspieszenia), która przez gwałtowny ruch hamujący zostaje przekazana na tułów (dośrodkowy kierunek przenoszenia). W obu przypadkach zachodzi zjawisko sumowania się energii części ciała, zwiększające efektywność ruchów, które określane jest, jako **przenoszenie pędu** (niem. *Schwungübertragung*; Meinel i Schnabel [1998]) i stanowi drugą z form sprzężenia ruchów. Wspomniana Putnam [1991] wykazała również, że sekwencję „od bliższego do dalszego” lepiej opisać za pomocą przyspieszeń kątowych segmentów ciała, oraz potwierdziła, że wraz z przyspieszeniem segmentu dystalnego, proksymalny ulega spowolnieniu. Stwierdziła przy tym, że było to spowodowane netto momentem siły w stawie działającym między bliższym i dalszym segmentem, oddziałującym na oba, aby wytworzyć przeciwne efekty. To, czy mechanizm ten można poprawić, przez zastosowanie dodatkowego momentu obrotowego na proksymalnym końcu proksymalnego segmentu, w celu uzyskania efektu „biczowania”, badali Sorensen i wsp. [1996] na materiale dotyczącym kopnięć w sztukach walki, ale nie znaleźli

⁵ Ruch wymachowy (wymach) to rozpędzanie części ciała (kończyn), celem nadania dużej prędkości [Król, 2016].

na to żadnych dowodów. Ten sam problem badali na przykładzie uderzenia w golfie Jorgensen [1994] oraz Sprigings i Neal [2000]. Jednak z uwagi na użycie w pierwszym przypadku modelu dwu- a w drugim trójczłonowego, ich wnioski były różne. Chociaż badania te bardzo pomogły w zrozumieniu prawdziwej natury sekwencjonowania ruchu od członu proksymalnego do dystalnego, zjawisko to gwarantuje jeszcze więcej możliwości do zbadania.

Inne ważne biomechaniczne zasady ruchu również były przedmiotem szczegółowej biomechanicznej analizy. Jedną z nich jest „cykl rozciąganie-skracanie” mięśni, usprawniający funkcjonowanie czynności ruchowej, gdy zamach (ang. *backswing*) lub cofnięcie (ang. *retraction*), wykorzystywane jest do rozciągania kompleksu mięsień-ścięgno bezpośrednio przed działaniem do przodu lub fazą skracania. Należy zauważyć, że reguła ta nie znajduje się w zredukowanym zbiorze zasad i podstawowych pojęć sugerowanych przez Normana [1975], Hudsona [1995] czy Knudsona [2007], wymienia ją jednak Bartlett [2009]. Ogólne reguły CR-S zostały przedstawione przez van Ingen Schenaua i wsp. [1997], którzy zasugerowali, że faza rozciągania pozwala mięśniom rozwinąć dużą siłę przed rozpoczęciem skracania (efekt wstępnego obciążenia; ang. *preload effect*), co zapewnia, że mięśnie wykorzystują najkorzystniejszą część swojej charakterystyki siła-prędkość⁶ (tj. dużą siłę przy małych prędkościach skracania). Aby zmaksymalizować ten efekt, skracanie należy dokonać jednak niezwłocznie po fazie rozciągania. Zatem czas między tymi dwiema fazami (tzw. amortyzacja) musi być bardzo krótki (< 200 ms), aby odzyskać część energii generowanej podczas fazy rozciągania [Wilson i wsp., 1991; Bober, 1995; Elliott i wsp., 1999; Knudson, 2007].

Kolejną biomechaniczną zasadą jest „zasięg (obszerność) ruchu”, często rozpatrywaną podczas analizy fazy głównej (wg Bartletta fazy działania) czynności sportowej. Przykładowo w skoku startowym do wody wyróżnić można dwa warianty obszerności ruchu: przy starcie na sygnał i w zmianie sztafetowej. Istotna różnica dotyczy obszerności ruchu wymachowego kończyn górnych. Podczas zmiany sztafetowej widoczny jest, obejmujący dużą przestrzeń, ruch kończyn górnych, najczęściej w formie pełnego krążenia, a także zginanie kończyn dolnych i pochylenie tułowia – wynika to z możliwości obserwowania partnera dopływającego do ściany basenu. Podczas startu na sygnał, ruch wymachowy kończyn górnych i przemieszczanie innych części ciała obejmuje bardzo małą przestrzeń, co pozwala na szybsze wykonanie ruchu, często kosztem jego

⁶ Charakterystykę siły w funkcji szybkości skracania wyizolowanego mięśnia krawieckiego żaby, jako pierwszy przedstawił, jeszcze w pierwszej połowie dwudziestego wieku, Archibald Hill [1938].

dynamiki [Król, 2016]. Chociaż zasadę zasięgu ruchu nie weryfikowano tak systematycznie, jak dwie wcześniej przedstawione (faktycznie może być z nimi związana), została jednak wspomniana jako uzasadnienie wyboru zmiennych do analizy ilościowej.

Wykorzystanie metod ilościowych do badania zasad biomechaniki stanowi ważne powiązanie między jakościowym i ilościowym podejściem do analizy techniki ruchu. Wydaje się, że systematyczne badanie biomechanicznych zasad ruchu za pomocą metod ilościowych to jedno z działań, które powinno stać się bardziej rozpowszechnione w najbliższej przyszłości.

Metody ilościowe mają w sobie dużą potęgę i są obiecujące dla analizy techniki. Jednak, mimo iż były stosowane od dłuższego czasu, dopiero niedawno zostały wykorzystane do sformułowania ważnych stwierdzeń, dotyczących różnych aspektów techniki sportowej. Częściowo wynika to z czasu potrzebnego na opracowanie odpowiednich narzędzi do gromadzenia danych, które można rzeczywiście zastosować w badaniu czynności sportowych. Zdaniem Leesa [2002] ma na to również wpływ brak podstawy koncepcyjnej do zastosowania tych metod. Osiągnięto znaczny postęp w identyfikacji czynników wpływających na efektywność wykonania ruchu; należy jednak wyraźnie od nich odróżnić czynniki „techniki”.

Porównując analizę ilościową z jakościową Bartlett [2009] uważa, że:

- analiza jakościowa opisuje i analizuje ruchy, postrzegając je jak „wzorce”, podczas gdy w analizie ilościowej dokonuje się tego jedynie numerycznie.
- analiza ilościowa może czasami wydawać się bardziej obiektywna z powodu „danych”; jednak dokładność i wiarygodność takich danych może być bardzo podejrzana, zwłaszcza gdy są uzyskane w trakcie zawodów.
- analiza jakościowa jest często silnie zakorzeniona w sposób uporządkowany i interdyscyplinarny, natomiast w analizie ilościowej może pojawić się brak teoretycznego umiejscowienia i bywa oparta na danych.

1.2.1.3. Predykcyjna analiza techniki ruchu

Zarówno podejście jakościowe, jak i ilościowe opiera się na obserwacji lub zapisie danych z rzeczywistych czynności ruchowych. Analizy te mogą jedynie interpretować charakterystyki techniki ruchu, które demonstrują wykonawcy. Predykcyjne podejście do analizy techniki zapewnia symulacja modeli ciała człowieka. Symulacje mogą obejmować zarówno proste, punktowe modele typu „masa-sprężyna”, jak i „modele ciała sztywnego”, a także bardzo złożone „układy mięśniowo-szkieletowe”. Modele te pozwalają symulować zachowanie modelowanego układu w różnych warunkach i umożliwiać systematyczne

badanie hipotetycznych pytań. Proste, punktowe modele masy czynności ruchowych można wykorzystać do ustalenia niektórych podstawowych charakterystyk techniki i jej wpływu na wydajność wykonania ruchu. Doskonałym przykładem jest symulacja skoku wzwyż autorstwa Alexandra [1990], który ustalił, że szybkość podejścia (ang. *approach speed*) i dwie zmienne techniki – kąt nachylenia kończyny dolnej w chwili przyziemienia (ang. *touchdown leg plant angle*) oraz ugięcie kolana w chwili tegoż przyziemienia (ang. *touchdown leg knee flexion*); (sztywność kończyny) – wpływają na wynik działania. Zmienne te, określone eksperymentalnie, okazały się związane z wynikiem uzyskanym w skoku wzwyż [Greig i Yeadon, 2000].

Wielosegmentowe modele ciała sztywnego prawdopodobnie oferują dużo większy potencjał do badania aspektów techniki, ponieważ analiza techniki zasadniczo dotyczy „określonej sekwencji ruchów”. King i wsp. [1999] zastosowali dwusegmentowy model gimnastyka, obejmujący oddzielnie kończyny górne i pozostałe części ciała, aby zidentyfikować optymalną charakterystykę lotu przed przyrządem dla dwóch skoków: prostego skoku w przód w pozycji wyprostowanej (Hecht) i przerzutu w przód, gdy kontrolowano tylko warunki początkowe, i bez konieczności użycia momentu obrotowego w stawach ramiennych. Ich symulacja wykazała, że można było wykonać udany skok Hecht, jeśli w początkowym etapie lotu (ang. *preflight*) środek masy ciała miał małą prędkość pionową, a segment ciała bez kończyn górnych posiadał małą prędkość kątową. Natomiast przerzut w przód wymagał odwrotności tych warunków początkowych. Sprigings i Neal [2000] przeprowadzili symulację ruchu zamachowego kończyn górnych w dół w najsilniejszym uderzeniu w golfie (ang. *the downswing of the golf drive*), za pomocą trójsegmentowego modelu, obejmującego tułów, kończyny górne i kij. W przeprowadzonej analizie wykazali, że optymalnie dobrany moment obrotowy nadgarstka spowodował 9% wzrost szybkości głowy kija. Ponadto potrafili określić *timing* tego momentu, który okazał się zależny od profili momentu obrotowego obracanego tułowia i kończyn górnych. Symulacje te nie tylko stanowią odpowiedź na pytanie badawcze, ale metoda pozwala badać różne hipotetyczne aspekty techniki. Dalszą kwestią wynikającą z tych przykładów jest to, że choć technika charakteryzuje się możliwym do zaobserwowania wynikiem w ruchach segmentów ciała względem siebie, to „prekursorami” tych ruchów są warunki początkowe i profile momentu obrotowego stawu; to właśnie one muszą się zmieniać, aby zmodyfikować technikę.

Istnieją bardziej złożone modele, które można wykorzystać do symulacji wpływu ruchu części ciała na technikę czynności sportowej. Jednym z najbardziej udanych jest model

opracowany przez Yeadona i wsp. [1990], do symulowania ruchów gimnastyka w locie. Model ten umożliwia badanie wpływu ruchów kończyn na obrót (*salto*) i skręt (*twist*) ciała. Najbardziej wyrafinowane modele to te, które próbują reprezentować nie tylko ruchy segmentów ciała w głównych stawach, ale także aktywność mięśni i właściwości mechaniczne ścięgien. Stanowi to prawdziwe wyzwanie w zakresie modelowania, a następnie wdrażania do analizy techniki ruchu. Chociaż takie modele są już opracowywane [Hatze, 1980 i 1981], czas potrzebny na ich rozwiązanie oraz ogromna liczba potrzebnych danych często uniemożliwia praktyczne ich zastosowanie.

Podejście modelowania i symulacji ma dla analizy techniki ogromny potencjał, ale wciąż jest w powijakach i nadal należy rozwiązywać istotne problemy, takie jak potrzeba modeli „tematycznych”, w których zmiany techniki nie wpłyną na efektywność wykonania ruchu. Chociaż jest to wyrafinowane podejście, ma tę zaletę, że koncentruje się bezpośrednio na technice ruchu. W połączeniu ze współczesnymi coraz bardziej dostępnymi, urządzeniami graficznymi do animacji ludzkiego ciała, może zapewnić to bezpośredni system komunikacji wizualnej między naukowcem a trenerem i sportowcem, z korzyścią dla wszystkich.

Jakościowe, ilościowe i predykcyjne aspekty analizy techniki zostały, z konieczności, rozpatrywane osobno. Biomechanicy i inni analitycy efektywnego wykonania ruchu będą znać, być może jednak w różnym stopniu, każde podejście (spojrzenie). W każdym przypadku można zastosować więcej niż jedno podejście, a powodzenie jednego z nich może zależeć od wcześniejszego użycia drugiego. Integracja tych trzech spojrzeń, choć osadzona w praktyce biomechanicznej, rzadko jest widoczna w opublikowanej literaturze, dlatego jest warta dalszych badań.

1.2.2. Inne aspekty analizy techniki ruchu

Rozwój wiedzy i potrzeba zrozumienia techniki niezbędnej do wykonania określonej czynności ruchowej stanowiły treść dotychczasowych rozważań o sposobie przeprowadzenia analizy. Jednak wielu autorów twierdzi, że celem analizy techniki jest poprawa sposobu wykonania ruchu, w tym zakresie proces ten ma kolejne etapy do rozważenia (wspomniano o tym w rozdziale 1.2.1.1, na stronie 16.) Jednym z tych etapów jest diagnoza – identyfikacja usterek (defektów) lub błędów technicznych; następnym usuwanie usterek – proces interwencji w celu naprawienia tych defektów. Chociaż procesy te są niezbędne do odgrywania roli nauczyciela i trenera czynności sportowych, to biomechanik sportu jest bardziej predysponowany do przeprowadzania analizy ilościowej lub predykcyjnej,

natomiast jest on mniej realny, jako osoba zaangażowana w usuwanie wad w technice ruchu. Dlatego istnieje potrzeba rozwijania umiejętności pracy i komunikowania się z tymi, którzy tę funkcję wykonują.

Knudson [2007] przedstawia szczegółowy opis procesu diagnozy i usuwania usterek w kontekście analizy jakościowej, chociaż wydaje się, że jest to zwrócone raczej w stronę adeptów o niższych kwalifikacjach, bardziej w kontekście wychowania fizycznego i podstawowej trenerki. W głównych tekstach biomechanicznych niewielu autorów zajmuje się procesem identyfikacji błędów technicznych, a proponowane są w ramach analizy jakościowej [Hay i Reid, 1982; Carr, 1997; McGinnis, 1999]. Zaskakujące jest to, że ten ważny aspekt analizy techniki jest rozpatrywany w tak drobnych szczegółach w obrębie biomechaniki. W żadnym ze znanych mi artykułów nie zajmowano się tymi kwestiami w kontekście ilościowej lub predykcyjnej analizy techniki, chociaż w dwóch przypadkach [Bartlett, 1999, Elliott, 1999] odnoszą się do tego procesu, w tym do roli sprzężenia zwrotnego. Jeżeli analiza techniki jest uważana zasadniczo za biomechaniczną, to biomechanicy powinni uwzględniać te etapy procesu poprawy wykonania ruchu.

Ostatnim etapem, którego większość badaczy nie rozpoznaje, jest potrzeba oceny osiągnięć, podjętych przez nich wysiłków. Jeśli celem analizy techniki jest poprawa wykonania ruchu, należy się zastanowić, czy jej użycie do tego prowadzi. Trudno to pokazać, nie tylko, dlatego, że biomechanik rzadko jest osobą, która wdraża jakąkolwiek interwencję. Jak wcześniej wspomniano, technika jest tylko jednym z aspektów wydajności wykonania ruchu, i w określonym przypadku inne czynniki mogą bardziej na nią wpływać. Kwestią, przed którą staje biomechanik, jest ocena tylko jednego aspektu łańcucha „ulepszonej wydajności wykonania” ruchu. Do chwili obecnej problem ten wydaje się nie mieć konkretnego rozwiązania. Biomechanicy czynią roztropnie, przechodząc w obszar kliniczny, w którym jakościowe i ilościowe analizy techniki są wykorzystywane, np. w interpretacji chodu [Hajduk i wsp., 2016]. Tutaj praktyka oparta na dowodach jest najważniejsza i chociaż problemy, z którymi boryka się każdy analityk, różnią się znacznie od tych w sporcie, można się wiele nauczyć.

Biomechanicy są również zainteresowani zapobieganiu urazom i zaczynają postrzegać analizę techniki, jako metodę do tego odpowiednią [Bartlett, 1999], naturalnie oprócz poprawy efektywności wykonania ruchu. Jedną z istotnych różnic pomiędzy nimi jest to, że doskonalenie techniki stanowi skuteczny sposób poprawy efektywności wykonania ruchu, podczas gdy zapobieganie urazom można osiągnąć znacznie skuteczniej, nie przez modyfikację techniki, lecz zmniejszając wartość parametru działania, takiego jak szybkość

ruchu czy wielkość obciążenia [Mayr i wsp., 2011]. Dopiero wtedy, gdy osiągnięta jest maksymalna wydajność, a słaba technika nie jest jej ograniczeniem, lecz czynnikiem powodującym obrażenia, uzasadniona jest zmiana techniki. Przykłady tego są w literaturze. Jednym z wyjątków jest efekt „szybkiego rzucania-serwowania” (ang. *fast bowling*) w krykiecie [Elliott, 2000], gdzie wcześniej stosowaną tzw. mieszaną technikę, powodującą nadmierny obrót pomiędzy biodrami i barkami podczas podawania piłki, zastąpiono techniką stania przodem (ang. *front-on*) lub bokiem (ang. *side-on*), która redukuje tę rotację. Kontrrotacje (ang. *counter-rotations*) o wartości $12 \div 40$ stopni kątowych podczas podawania piłki sposobem *fast bowling*, przypuszczalnie zwiększają częstość występowania zwyrodnienia (spondylozy lędźwiowej), nieprawidłowości w obrębie dysków międzykręgowych i urazu mięśni. Innym problemem jest to, że zmiana techniki w zapobieganiu urazom – przy zachowaniu efektywności wykonania ruchu – przenosi obciążenie z jednej części układu mięśniowo-szkieletowego na drugą. Konsekwencje tego nie są dobrze udokumentowane w sporcie, ale w warunkach klinicznych, gdzie technika biegania zmienia się przy użyciu ortez, często tak jest, że ból przenosi się z jednej części ciała na drugą [Moyer i wsp., 2015].

Jest to interesujący obszar zastosowania analizy techniki, ale obecnie ciągle jeszcze będący w fazie początkowej. Analizie techniki ruchu, opartej o wszechstronne badanie struktury przysiadu ze sztangą, poświęcony jest kolejny rozdział pracy.

1.3. PRZYSIAD ZE SZTANGĄ – JEGO STRUKTURA I OPIS

1.3.1. Struktura, kinetyka i kinematyka stawów podczas przysiadu

Biorąc pod uwagę złożoność ćwiczenia (ruchu) i wiele zmiennych związanych z jego wykonaniem, zrozumienie biomechaniki przysiadu ma ogromne znaczenie zarówno dla osiągnięcia optymalnego rozwoju mięśni, jak i zmniejszenia możliwości odniesienia urazów związanych z trenowaniem. Zbadanie kinematyki i kinetyki dynamicznego przysiadu w odniesieniu do stawów skokowych, kolanowych, biodrowych i międzykręgowych (kręgosłupa) oraz dostarczenie zaleceń opartych na tych biomechanicznych czynnikach, w celu optymalizacji wykonania ćwiczenia, stanowi główny cel wielu prac naukowych.

Kompleks stawu skokowego

Kompleks stawu skokowego obejmuje staw skokowo-goleniowy (łac. *articulatio talocruralis*) i skokowo-piętowy (łac. *articulatio subtalaris*). Podczas wykonywania przysiadu, staw skokowo-goleniowy umożliwia ruch przez zginanie grzbietowe

i podeszwowe stopy, podczas gdy pierwotnym działaniem w stawie skokowo-piętowym jest utrzymanie stabilności pozycji i ograniczenie nawracenia/odwracenia stopy [Schoenfeld, 2010]. Normalny zakres ruchu stawu skokowo-goleniowego to zgięcie grzbietowe 20° i zgięcie podeszwowe 50°, podczas gdy zakres ruchu wokół stawu skokowo-piętowego wynosi około 5°, zarówno dla przyśrodkowego obrotu stopy (ang. *inversion*), jak i boczego obrotu stopy (ang. *eversion*), bez ruchu stopy w przód [Clarkson i Gilewich, 1999].

Mięśnie *gastrocnemius* (brzuchaty łydki) i *soleus* (płaszczkowaty), łącznie określane jako *triceps surae* (trójgłowy łydki), jest głównym mięśniem, odpowiedzialnym za wykonywanie dynamicznego ruchu w stawie skokowym, który działa koncentrycznie podczas zginania podeszwowego i ekscentrycznie w czasie zginania grzbietowego [Signorile i wsp., 1995]. Uważa się, że przyśrodkowa głowa mięśnia brzuchatego łydki (łac. *gastrocnemius caput mediale*) działa jak dynamiczny stabilizator kolana podczas przysiadu, pomagając zrównoważyć momenty koślawiace kolana, a także ograniczając translację tylną (przemieszczenie w tył) piszczeli [Bell i wsp., 2008]. Mięsień *gastrocnemius* wykazuje tylko umiarkowany poziomy aktywności podczas przysiadu, przy czym ma tendencję do progresywnego wzrostu, gdy kolana zginają się, i zmniejszania w miarę prostowania kolan [Donnelly i wsp., 2006]. Jest to zgodne, z tym że jego ramię siły osiąga największe wartości, gdy zgięcie w stawie kolanowym jest maksymalne lub znajduje się w jego pobliżu [Escamilla i wsp., 2001b]. Dionisio i wsp. [2008] donoszą o współaktywacji (ang. *coactivation*) mięśnia brzuchatego łydki i piszczelowego przedniego (łac. *tibialis anterior*) podczas środkowej części działania ekscentrycznego przysiadu, przypuszczalnie w celu zapewnienia stabilności stawu skokowego.

Kompleks stawu skokowego przyczynia się do istotnego wsparcia osobnika i pomaga mu w wytwarzaniu mocy podczas wykonywania przysiadu [Hung i Gross, 1999]. Jednak dane kinetyczne dotyczące stawu skokowego podczas przysiadu są ograniczone, ponieważ większość badań skupiła się na biomechanice stawu kolanowego i biodrowego oraz stawów międzykręgowych kręgosłupa. Maksymalne (szczytowe; ang. *peak*) wartości momentów siły w stawie skokowym odnotowane w przysiadzie wynoszą od 50 do 300 N·m, są one znacznie mniejsze niż stwierdzone w stawie kolanowym i biodrowym [Escamilla i wsp., 2001b]. Zdaniem Schoenfelda [2010] słabość mięśni stawów skokowych jest związana z genezą wadliwych schematów ruchowych podczas przysiadu. Bell i wsp. [2008] stwierdzili, że niedostatek siły trzech mięśni, tj. przyśrodkowej głowy brzuchatego łydki, piszczelowego przedniego lub piszczelowego tylnego (łac. *tibialis posterior*),

może zmniejszać zdolność do kontrolowania ruchów koślawienia stawów kolanowych i nawracania (pronacji – powodując koślawienie) stóp, a także przyczyniać się do nadmiernego przemieszczania przyśrodkowego kolana (ang. *medial knee displacement* – MKD) oraz dynamicznego koślawienia.

Wymagany jest wysoki stopień ruchomości w stawach skokowych, aby ułatwić równowagę i kontrolę zarówno podczas zejścia w dół (faza *descent*), jak i wstawania (faza *ascent*) z przysiadu. W przypadku zagrożenia elastyczności stawów skokowych istnieje tendencja do podnoszenia pięt z podłogi przy większym stopniu zginania. Zdaniem Schoenfelda [2010] może to spowodować kompensacyjne momenty sił w stawach skokowych, kolanowych, biodrowych i w kręgosłupie, potencjalnie prowadzące do obrażeń podczas przysiadania z zewnętrznym obciążeniem. Toutoungi i wsp. [2000] poinformowali, że siły powstałe w przednim więzadle krzyżowym (ang. *anterior cruciate ligament* – ACL) zostały znacznie zwiększone, kiedy przysiadanie odbywało się z płaskimi stopami *versus* z piętami uniesionymi podczas zejścia w dół ($26 \pm 31\text{ N}$ *vs* $95 \pm 40\text{ N}$), jak i wstawania ($28 \pm 36\text{ N}$ *vs* $49 \pm 57\text{ N}$) z przysiadu. Hemmerich i wsp. [2006] stwierdzili, że kąt zgięcia grzbietowego wynoszący $38,5 \pm 5,9^\circ$ był niezbędny do utrzymania pięty na dole podczas pełnego przysiadu. Wykazano, że osoby wykazujące zmniejszony zakres ruchu stawu skokowego mają predyspozycje do MKD. W badaniu Bella i wsp. [2008], osoby z MKD okazywały klinicznie znaczący, 20-procentowy ograniczony zakres ruchu w zgięciu grzbietowym podczas przysiadów – odkrycie, które częściowo przypisano szczelności (zwartości, uciskowi; ang. *tightness*) mięśnia płaszczkowatego. Dodatkowo wykazano, że ucisk bocznych mięśni stawu skokowego przyczynia się do odwodzenia piszczeli i rotacji zewnętrznej, co ułatwia nadmierne MKD i dynamiczne wyrównanie koślawości kolana [Bell i wsp., 2008]. Ma to wpływ na uszkodzenie kolana, ponieważ uważa się, że koślawość kolana zwiększa nacisk na ACL, zwłaszcza w połączeniu z wewnętrzną rotacją piszczeli [Markolf i wsp. 1990].

Kompleks stawu kolanowego

Staw kolanowy, obejmujący połączenie kości piszczelowej i udowej (łac. *articulatio tibiofemoralis*), można zaliczyć do zmodyfikowanego stawu zawiasowego, w którym wykonywany jest ruch zginania i prostowania w płaszczyźnie strzałkowej, w zakresie ruchu od 0 do około 160° [Signorile i wsp., 1995; Li i wsp., 2004]. Niewielka możliwość osiowego obrotu jest również obecna w stawie podczas dynamicznego

ruchu, przy czym kość udowa obraca się w stosunku do piszczeli na zewnątrz podczas zginania i przyśrodkowo w trakcie prostowania. To powoduje, że chwilowy środek obrotu w kolanie przesuwa się nieznacznie podczas wykonywania przysiadu. Wspomagającym staw piszczelowo-udowy jest rzepkowo-udowy (łac. *articulatio patellofemoral*), tzw. staw pełzający, w którym rzepka ślizga się po bliższych powierzchniach kości udowej, podczas zginania i prostowania kolana. Zapewnia to dodatkową mechaniczną dźwignię podczas prostowania, ze względu na większe ramie siły, a także zmniejszenie zużycia ścięgien mięśnia czworogłowego i rzepki, wskutek tarcia o rowek międzykłykciowy [Schoenfeld, 2010].

Kolano jest wspierane przez układ więzadeł i chrząstek. Z tych struktur ACL jest często uważane za najważniejszy stabilizator stawu kolanowego. Jego główną rolą jest zapobieganie translacji kości piszczelowej w przód, szczególnie przy małych kątach zgięcia [Klein, 1961]. Odgrywa również rolę w ograniczaniu rotacji wewnętrznej i zewnętrznej kolana oraz hamowaniu ruchu szpotawości/koślawości. Tylne więzadło krzyżowe (ang. *posterior cruciate ligament* – PCL) można uznać za odpowiednik ACL. Jego podstawową funkcją jest powstrzymanie tylnej translacji piszczeli w kolanie [Li i wsp., 1999]. Przyśrodkowo i zewnętrznie ułożone więzadła poboczne stabilizują kolano w płaszczyźnie czołowej, pomagając w zapewnieniu oporu dla momentów sił wywołujących szpotawość/koślawość. Podczas gdy więzadła kolanowe są głównymi statycznymi stabilizatorami stawu, mięśnie kolanowe odgrywają dominującą rolę w stabilizacji dynamicznej [Sasaki wsp., 2008].

Podczas przysiadu, głównym mięśniem działającym na kolano jest czworogłowy (łac. *quadriceps*; obejmujący *vastus lateralis* – obszerny boczny, *vastus medialis* – obszerny przyśrodkowy, *vastus intermedius* – obszerny pośredni i *rectus femoris* – prosty uda), który koncentrycznie wykonuje prostowanie kolana, a także ekscentrycznie przeciwstawia się jego zginaniu. Zdaniem Schoenfelda [2010], ścięgno mięśnia czworogłowego i ścięgno rzepki ułatwiają działanie „prostownika”⁷ stawu kolanowego, pozwalając na optymalne pociągnięcie piszczeli podczas ruchu dynamicznego. Mięśnie podkolanowe (kulszowo-goleniowe; ang. *hamstrings*, czyli dwugłowy uda – *biceps femoris*, półścięgnisty – *semitendinosus* i półbłoniasty – *semimembranosus*) są technicznie antagonistami mięśnia *quadriceps*, przeciwstawnymi momentom sił tego prostownika stawu kolanowego. Jednak w ćwiczeniu

⁷ Ujęcie wyrazu „prostownik” w cudzysłów wskazuje na jego potoczne określenie. W rzeczywistości nie ma mięśni, które są prostownikami lub zginaczami w określonym stawie. Mięśnie te wykonują jedynie funkcję zginania lub prostowania, może ona jednak ulec zmianie, w zależności od przebiegu mięśnia względem stawu. Ponieważ jednak te powszechne określenia czasami są bardziej praktyczne, w pracy będą używane wymiennie z właściwymi nazwami mięśni w języku łacińskim lub polskim albo ich skrótami.

w łańcuchu zamkniętym zachowują się paradoksalnie i współdziałają z mięśniem czworogłowym. To synergiczne działanie ma ważne implikacje dla zwiększenia integralności (niepodzielności) stawu kolanowego w wykonanie przysiadu. Konkretnie, *hamstrings* „przeciwwregulacyjnie” pociągają (ang. *counter-regulatory pull*) piszczel, pomagając zneutralizować przednie piszczelowo-udowe siły ścinające, wywołane przez mięsień czworogłowy i w ten sposób łagodzą nacisk na ACL [Escamilla, 2001b].

Siły działające na kolano podczas wykonywania przysiadu zostały dokładnie zbadane, przy czym większość badaczy koncentruje się na 3 głównych obszarach zainteresowań:

- 1) ściskaniu (kompresji) i ścinaniu piszczelowo-udowym oraz kompresji rzepkowo-udowej,
- 2) aktywności mięśnia czworogłowego i ścięgien mięśni podkolanowych,
- 3) przednio-tylnej i przyśrodkowo-bocznej stabilności kolana [Donnelly i wsp., 2006].

Wykazano, że zarówno kompresja piszczelowo-udowa, jak i rzepkowo-udowa rosną wraz ze wzrostem kąta w stawie kolanowym [Nagura i wsp., 2002]. Teoria zakłada, że siły te zapewniają funkcję ochronną w kolanie, inicjując współdziałanie (ang. *co-contraction*) między mięśniami *quadriceps* a *hamstrings*. Konkretnie, grupa mięśni *hamstring* wywiera przeciwstawną siłę na piszczel, przez pociągnięcie jej do tyłu, tym samym osłabiając jej przednie przesunięcie i przeciwdziałając ścinaniu [Wretenberg i wsp., 1993; Hemmerich i wsp., 2006]. Najwyższe, zarejestrowane piszczelowo-udowe siły ściskające uzyskano w badaniu trójboistów siłowych, podnoszących ciężary sięgające 2,5 razy ich ciężaru ciała. Maksymalne wartości tych sił ściskających sięgały 8000 N przy kącie zgięcia kolana 130° i były zgodne z największymi siłami rozwijanymi na ścięgno mięśnia czworogłowego [Nagura i wsp., 2002]. Siły ściskające powoli malały wraz ze spadkiem kąta w stawie kolanowym, tak że przy zgięciu wynoszącym 60° wyniosły już tylko 5500 N, a przy kącie 30° sięgały 3500 N, wtedy też siła ścięgna mięśnia czworogłowego została zredukowana do około prawie 2000 N. Siła ścięgna rzepki w przybliżeniu wynosiła 6000 N przy kącie 130° i powoli malała do około 2000 N przy kacie 30° . Ważne jest, aby pamiętać, że największa siła rozciągająca ścięgna rzepki (mocująca rzepkę do guzowatości piszczelowej) wynosi w przybliżeniu od 10000 do 15000 N, a zatem ścięgno rzepki jest, w stanie sprostać tym siłom [Donnelly i wsp., 2006]. Przyjmując, że ścięgno mięśnia czworogłowego (łączące mięsień czworogłowy z rzepką) jest znacznie grubsze niż ścięgno rzepki, jego siła jest prawdopodobnie jeszcze większa, stwarzając prawdopodobieństwo przekroczenia progu napięcia jeszcze mniejszym.

Średnie szczytowe siły ścinające, odnotowane w przysiadzie, sięgały powyżej 2700 N, a największe ich wartości zwrócone były do tyłu [Donnelly i wsp., 2006]. Przemieszczenie kolan do przodu związane jest z większymi siłami ścinającymi rzepkowo-udowymi i piszczelowo-udowymi, ponieważ piszczel ślizga się do przodu po kości udowej podczas zginania. Więzadła krzyżowe są głównymi strukturami odpowiedzialnymi za przeciwdziałanie temu ścinaniu. Jednakże, ponieważ zwrot ciągnięcia w przysiadzie jest zmieniany przez kąt zginania i przesunięcie piszczeli, szczytowe siły więzadeł nie zawsze pokrywają się ze szczytową siłą ścinającą, obie nie są też koniecznie proporcjonalne [Stoppani, 2006].

Zdaniem Donnelly i wsp. [2006], maksymalne siły ścinające działające podczas przysiadu mają tendencję do występowania w pierwszych 60° kąta zgięcia kolana. ACL zapewnia około 86% siły powstrzymującej przed przednim ścinaniem, to efekt roli ACL w przeciwdziałaniu translacji kości piszczelowej do przodu, jak również przeciwstawianiu się rotacji wewnętrznej i zewnętrznej we wczesnym zginaniu kolana [Andersen i Dyhre-Poulsen, 1997]. Szczytowe siły ACL najczęściej występują pomiędzy zgięciem 15° i 30°, zmniejszając się znacząco przy kącie 60° i wyrównując potem w całym zakresie ruchu stawu [Russell i Phillips, 1989; Isear i wsp., 1997; Li i wsp., 2004]. Siły ścinające, działając z tyłu, zaczynają się manifestować przy kącie zgięcia około 30°, osiągając maksimum w pobliżu najniższego punktu przysiadu [Mirzabeigi i wsp., 1999]. PCL zasadniczo ogranicza te siły. W badaniu przeprowadzonym przez Li i wsp. [2004], moment siły PCL wzrastał istotnie przy każdym zgięciu poza kątem 30° do wartości maksymalnej, wynoszącej 73,2 N·m przy kącie 90°. Siły PCL następnie istotnie zmniejszyły się od kąta 90° do 120°, po czym stabilizowały. Escamilla [2001] informował, że maksymalne siły PCL są o 30 ÷ 40% większe podczas opadania (faza *descent*), w porównaniu ze wstawaniem (faza *ascent*) z przysiadu. Jest jednak mało prawdopodobne, aby przysiady z tyłu, używane przez ogromną większość ludzi, stanowiły na tyle duże obciążenie, aby spowodować urazy zdrowego PCL. Największe odnotowane siły PCL wynosiły w przybliżeniu 2220 N, co stanowi nieco ponad 50% szacowanej możliwości siłowej PCL młodej, zdrowej osoby [Ninos i wsp., 1997]. Co więcej, tkanka łączna dostosowuje się do zorganizowanego treningu oporowego, podnosząc swój poziom tolerancji, dodatkowo zmniejszając perspektywę uszkodzenia w obciążonych warunkach [Buchanan i Marsh, 2002].

Niektórzy praktycy ostrzegają przed wykonywaniem głębokich przysiadów, powołując się na zwiększony potencjał urazu struktur tkanek miękkich w kolanie podczas dużego zgięcia [Kellis i wsp., 2005]. Obawy te wydają się jednak w dużej mierze nieuzasadnione.

Chociaż prawdą jest, że siły ścinające mają tendencję do zwiększania się wraz ze wzrostem kątów w stawach kolanowych, siły na ACL i PCL faktycznie zmniejszają się przy dużym zgięciu. Według Li i wsp. [2005], struktury kolan są silnie ograniczone przy kątach zgięcia większych niż 120°, co powoduje znacznie mniejsze przemieszczenie piszczeli do przodu i tyłu oraz rotację piszczeli, w porównaniu z mniejszymi kątami zgięcia. To ograniczenie jest najwyraźniej spowodowane przez zderzenie pomiędzy tylną stroną górnej części kości piszczelowej a górnymi tylnymi kłykciami kości udowej (łac. *superior posterior femoral condyles*) lub uciskiem struktur tkanek miękkich, w tym łąkotek, tylnej torebki stawowej, tłuszczu, ścięgien mięśni podkolanowych i skóry [Li i wsp., 2004 i 2005]. Efektem tego jest lepsza stabilność i większa tolerancja na obciążenie.

Ponieważ siły ściskające osiągają swoje maksimum przy dużym stopniu zgięcia kolana, największe ryzyko uszkodzenia podczas głębokiego przysiadu wydaje się zależne od łąkotek i chrząstki stawowej, które przy dużych kątach zgięcia znajdują się i działają pod zwiększonym napięciem [Li i wsp., 2004]. Niestety, obecnie nie istnieją wytyczne pozwalające określić, w jakim zakresie występują obrażenia spowodowane tymi siłami. Może również występować podatność na zwyrodnienie rzepkowo-udowe, zważywszy na duży nacisk, który powstaje w wyniku kontaktu dolnej strony rzepki z powierzchnią stawową kości udowej podczas dużego zgięcia [Escamilla, 2001]. To może prowadzić do zaburzeń takich jak chondromalacja rzepki (tzw. kolano biegacza), choroba zwyrodnieniowa stawów i zapalenie kości. Dlatego ważne jest, aby rozważyć indywidualny stan patologiczny podczas określania optymalnej głębokości przysiadu. Jednak zdaniem Hartmana i wsp. [2013], obawy te, nawet w odniesieniu do głębokich przysiadów, są bezpodstawne. Stwierdzenie to jest efektem analizy odpowiednich 164 publikacji naukowych z bazy danych PubMed, z okresu od marca 2011 do stycznia 2013 roku. Zdaniem autorów tego przeglądowego artykułu, zarówno treningi głębokiego, jak i pół oraz ćwierć przysiadu, przy takiej samej konfiguracji obciążenia oraz z relatywnie ponad maksymalnymi obciążeniami, w dłuższej perspektywie czasu, mogą sprzyjać zmianom zwyrodnieniowym stawów kolanowych i kręgosłupa. Jeżeli jednak technika przysiadu nauczana będzie dokładnie, pod nadzorem eksperta i przy progresywnych obciążeniach treningowych, głęboki przysiad stanowić będzie skuteczne ćwiczenie treningowe dla wzmocnienia kończyn dolnych i ochrony przed urazami. W przeciwieństwie do powszechnie wyrażanych obaw głębokie przysiady zdaniem Hartmana i wsp. [2013], nie przyczyniają się do zwiększonego ryzyka uszkodzenia tkanek pasywnych.

Siły mięśni w okolicach kolana są w dużej mierze wytwarzane przez mięsień *quadriceps*. Jego aktywność osiąga szczyt przy zgięciu wynoszącym w przybliżeniu od 80° do 90° [Escamilla i wsp., 2001a, Walsh i wsp., 2007], pozostając od tego momentu względnie stałą. Sugeruje to, że przysiadanie do kąta powyżej 90° może nie spowodować dalszego zwiększonego rozwoju mięśnia *quadriceps*.

Większość badań wskazuje na niewielką różnicę między aktywnością mięśni *vastus lateralis* i *vastus medialis* w przysiadzie, przy czym każdy z nich zapewnia w przybliżeniu równy wkład w ich siłę [Markolf i wsp., 1990]. Caterisano i wsp. [2002] odnotowali większą aktywność elektromiograficzną (EMG) dla mięśnia *vastus medialis* w półprzysiadzie, w porównaniu z *vastus lateralis*, ale to odkrycie nie osiągnęło istotności statystycznej. Aktywność mięśnia *vastus* jako całości okazała się jednak znacznie większa niż w prostym uda (*rectus femoris*), powodując około 50% większą siłę mięśni [Escamilla i wsp. 2001a]. Wydawałoby się to logiczne, biorąc pod uwagę fakt, że mięsień *rectus femoris* jest zarówno zginaczem stawu biodrowego, jak i prostownikiem stawu kolanowego, a zatem skraca się na jednym końcu, a jednocześnie wydłuża się na drugim podczas przysiadu, z niewielką, jeśli w ogóle, zmianą długości w całym ruchu. Chociaż nie znaleziono badań potwierdzających, że mięsień *rectus femoris* prawdopodobnie miałby większą przewagę w prostowaniu stawu kolanowego, gdy tułów jest bardziej wyprostowany, ponieważ zwiększa to jego korzyść wynikającą z zależności siła/długość mięśnia.

Staw biodrowy

Staw biodrowy jest stawem kulowo-gniazdowym, obejmującym przegub pomiędzy głową kości udowej a panewką kości miednicy. Jest swobodnie ruchliwy we wszystkich trzech płaszczyznach ruchu, pozwalając na wykonanie zginania i prostowania w płaszczyźnie strzałkowej, nawracania i odwracania w płaszczyźnie czołowej oraz obrót do wewnątrz/na zewnątrz i poziome przywodzenie/odwodzenie w płaszczyźnie poprzecznej [Signorile i wsp., 1995]. Hemmerich i wsp. [2006] informowali, że średni zakres ruchu w stawach biodrowych podczas przysiadu wynosił $95 \pm 27^\circ$. Oznacza to, że ćwiczący mogą potrzebować poprawy elastyczności stawów biodrowych, aby wykonywać głębokie przysiady.

Podczas przysiadu, momenty siły w stawach biodrowych zwiększają się wraz ze wzrostem zginania, maksymalny moment przypada w przybliżeniu w najniższym punkcie położenia ciała [Miyamoto i wsp., 1999]. Fry i wsp. [2003] wykazali, że pochylenie w przód ma znaczący wpływ na momenty siły związane ze stawem biodrowym podczas przysiadania. Ćwiczący rekreacyjnie mężczyźni wykonali nieskrępowane przysiady i o ograniczonym

dostępnie, w których drewniana deska została umieszczona bezpośrednio przed obiema stopami, tak, aby kolana nie mogły poruszać się do przodu poza palce. Moment siły w stawie biodrowym był istotnie większy podczas ograniczonego przysiadu, w porównaniu z nieskrępowanym przysiadaniem ($302,7 \pm 71,2 \text{ N}\cdot\text{m}$ vs. $28,2 \pm 65,0 \text{ N}\cdot\text{m}$), co przypisano zwiększonemu ramieniu siły w stawach biodrowych, spowodowanemu kompensacyjnym pochyleniem do przodu.

Główne mięśnie stawów biodrowych, zaangażowane podczas przysiadu, to pośladkowy wielki (*gluteus maximus* – G_{\max}) i kompleks *hamstring*. G_{\max} to potężny prostownik stawu biodrowego, działający ekscentrycznie, aby kontrolować zejście w dół podczas przysiadu i koncentrycznie, żeby pokonać opór zewnętrzny podczas wstawiania. Ramię siły G_{\max} ma najmniejsze wartości przy kącie w stawie biodrowym 90° , co sugerowałoby, że ma on zmniejszoną zdolność do wytwarzania momentu siły w tym obszarze. Jednakże udowodniono, że siła prostownika stawu biodrowego osiąga swoje maksimum przy kącie około 90° [Escamilla i wsp., 2001b]. Zdaniem Schoenfelda [2010], ten paradoks jest najwyraźniej spowodowany przez optymalną zależność siła/długość w mięśniu G_{\max} , która przewyższa jego wadę w odniesieniu do długości ramienia siły, poprzez utrzymanie długości sarkomerów, bardziej sprzyjające wytwarzaniu siły. Na aktywność G_{\max} w dużej mierze wpływa głębokość przysiadu. Wykazano, że mięśnie kompleksu *hamstring* są jedynie umiarkowanie aktywne podczas wykonywania przysiadu, wytwarzając połowę aktywności EMG jak podczas pchania kończynami (ang. *leg curl*) i martwego ciągu o sztywnych kończynach (ang. *stiff legged deadlift*) [Markolf i wsp., 1990; Wilk i wsp., 1996; Escamilla i wsp., 2001a; Welsh i wsp., 2007]. Jest to zgodne z dwustawową (ang. *biarticular*) strukturą kompleksu *hamstring*. Ponieważ mięśnie tego kompleksu działają zarówno, jako prostowniki stawu biodrowego, jak i zginacze stawu kolanowego, ich długość pozostaje na stałym poziomie przez cały czas działania, co pozwala na stosunkowo stały poziom siły. Wykazano, że aktywność szczytowa *hamstring* występuje w dowolnym miejscu kąta zgięcia od 10 do 70° , przy czym jego boczne części wytwarzają większą aktywność niż przyśrodkowe [Escamilla i wsp., 2001a; Welsh i wsp., 2007]. W przeciwieństwie do G_{\max} głębokość przysiadu nie ma żadnego wpływu na zaangażowanie *hamstring*. Niewielka jest przy tym zmienność szczytowej i średniej wartości momentu siły między przysiadami o różnej głębokości.

Kręgosłup

Kręgosłup składa się z 24 ruchomych segmentów kręgowych, z których każdy ma 3 stopnie swobody. Jego pojedyncze kręgi, jak i całość, jest w stanie zginać się

i prostować w płaszczyźnie strzałkowej, zginać poprzecznie w płaszczyźnie czołowej i rotować (obracać się) w płaszczyźnie poprzecznej [Signorile i wsp., 1995]. Segmenty kręgosłupa wykazują zwężający się wygląd od góry do dołu, przy czym trzony kręgowy stają się coraz większe i grubsze od odcinków szyjnych do lędźwiowych. Stawy międzykręgowe są wyspecjalizowanymi spojeniami, obejmującymi grube dyski włóknisto-chrząstkowe, zwane krążkami międzykręgowymi, które umieszczone są pomiędzy dwoma trzonami kręgowymi [Signorile i wsp., 1995]. Każda dysk składa się z zewnętrznego włóknistego pierścienia (łac. *annulus fibrosus*), który otacza wewnętrzną masę przypominającą żel, zwaną jądrem miazdżystym (łac. *nucleus pulposus*). Te dyski służą do utrzymywania kręgow razem, a także pozwalają na dynamiczny ruch kręgosłupa.

Kolumna kręgosłupa jest wspierana przez szereg mięśni, w tym prostownik grzbietu (*erector spinae*), poprzeczny brzucha (*transversus abdominis*), czworoboczny (*quadratus lumborum*) i grupę mięśni głębokich tylnych kręgosłupa (ang. *deep posterior spinal group*); (w tym wielodzielny – *multifidus*, obrotowe – *rotatores*, międzykolcowe – *interspinales* i międzypoprzeczne – *intertransversarii*). Mięsień prostownik grzbietu odcinka lędźwiowego (*lumbar erector spinae*) jest szczególnie ważny podczas przysiadu, ponieważ pomaga w przeciwstawieniu się ścinaniu kręgosłupa i utrzymuje przednio-tylną integralność kręgosłupa, zapewniając największy wkład w jego stabilizację [Toutoungi i wsp., 2000]. Prawidłowa technika przysiadu wymaga sztywnego kręgosłupa, co eliminuje wszelkie ruchy planarne (czyli przemieszczenie i obrót). Zapewnia to utrzymanie stabilnej, wyprostowanej pozycji podczas ruchu. Jednakże, biorąc pod uwagę synergistyczny związek lędźwiowo-miedniczny, bezwzględny kąt kręgosłupa będzie na ogół wzrastał, gdy osobnik zgina się w stawach biodrowych. Dlatego kręgosłup i wspierające go mięśnie są poddawane znacznym siłom wewnętrznym podczas wykonywania podnoszenia, szczególnie w głębszych przysiadach.

Cappozzo i wsp. [1985] ustalili, że półprzysiad z obciążeniem sztangi wynoszącym pomiędzy 0,8 do 1,6 ciężaru ciała wytwarzał siły ściskające na segmencie L3-L4 równe 6- do 10-krotności ciężaru ciała, te siły jeszcze rosły wraz ze wzrostem obciążenia zewnętrznego. Biorąc pod uwagę, że ostateczna siła na ściskanie u osób w wieku 40 lat i młodszych szacowana jest na około 7800 N [Adams i wsp., 2000], oznacza to, że wielu sportowców rutynowo wykonuje przysiady na poziomie progu niewydolności kręgosłupa lub go przekracza. Zdaniem Schoenfelda, „...ponieważ w większości przypadków niewydolność kręgów nie występuje, można postulować, że kręgosłup ćwiczącego przystosowuje się do obciążenia mechanicznego przez zwiększony rozwój kośćca

i jego wzrost (ang. *increased bone modeling*), tym samym zwiększając tolerancję na ściskanie” [Schoenfeld, 2010; s. 3501]. Zginanie i prostowanie kręgosłupa wykazało znaczne oddziaływanie kinetyki stawów podczas wykonywania przysiadu. Przysiadanie przy wygiętym odcinku lędźwiowym kręgosłupa zmniejsza ramię siły dla mięśnia *lumbar erector spinae*, zmniejszając tolerancję na obciążenie ściskające i powodując przeniesienie obciążenia z mięśni do pasywnych tkanek, zwiększając ryzyko przepukliny dysku [Matsumoto i wsp., 2001]. Towarzyszą temu zmiany w orientacji włókien mięśnia *erector spinae*, co zmniejsza zdolność do przeciwdziałania ścinaniu.

Alternatywnie, badania pokazują, że siły ściskające zwiększają się, gdy kręgosłup w odcinku lędźwiowym utrzymywany jest nadmiernie wyprostowany. Adams i wsp. [1995] podali, że wzrost kąta o 2° w prostowaniu z pozycji neutralnej zwiększa siły ściskające w tylnej części pierścienia włóknistego dysku o średnio 16%, co ma istotne znaczenie kliniczne. Dlatego zaleca się utrzymanie neutralnego położenia kręgosłupa podczas wykonywania przysiadu, unikając nadmiernego wygięcia lub wyprostowania. Ponadto, ponieważ siły w odcinku lędźwiowym zwiększają się wraz ze wzrostem pochylenia do przodu [Race i Amis, 1994], korzystne jest utrzymywanie, przez cały czas, pozycji tak blisko wyprostowanej, jak to możliwe.

Na podstawie przeanalizowanych danych strukturalnych, kinematycznych i kinetycznych poszczególnych stawów i łańcucha, jako całości, można by sformułować określone zalecenia w celu zapewnienia optymalnego wykonania przysiadu oraz bezpieczeństwa. Najpierw trzeba jednak dokładnie poznać strukturę ruchu przysiadu.

1.3.2. Przysiad jedną z podstawowych form ruchu

Schemat ruchowy przysiadania (przysiadu), jest niezbędny do podstawowych czynności życia codziennego, takich jak: siadanie, podnoszenie się (wstawanie) i większość działań sportowych. Przysiad jest również podstawowym ćwiczeniem w rygorze treningowym, mającym na celu poprawę osiągnięć i zbudowanie odporności na uszkodzenie ciała [McLaughlin i wsp., 1978; Miletello i wsp., 2009; Myer i wsp., 2011c]. Pomimo różnic w sposobie instruowania, jaka ma być technika przysiadu, aby osiągnąć określone cele w zakresie efektywności jego wykonania, niemal wszystkie rodzaje przysiadu zawierają standardowy i fundamentalny schemat (strukturę ruchu), leżący u podstaw biomechanicznej techniki⁸, wspierający ciągle rozwijanie atrybutów fizycznych i zmniejszający ryzyko urazów spowodowanych treningiem [Brocki i Bohlin, 2004]. Hirth [2007] zaproponował,

⁸ Termin „biomechaniczna technika” – to swego rodzaju skrót myślowy, oznaczający sposób wykonania czynności ruchowej (technikę ruchu) zgodną z zasadami biomechanicznymi [Król, 2016].

aby przysiad bez obciążenia, jedynie z patykiem na barkach (tzw. przysiad z tyłu), posłużył, jako narzędzie przesiewowe do identyfikacji deficytów biomechanicznych, które mogą utrudniać osiągnięcie optymalnego schematu tego ruchu, wpływających na jego właściwe wykonanie oraz odporność na urazy. W szczególności, przysiad z tyłu może być używany do oceny ćwiczącego pod względem kontroli nerwowo-mięśniowej, siły, stabilności i ruchliwości w obrębie łańcucha kinematycznego [Escamilla i wsp., 2001b; Myer i wsp., 2005 i 2013; Miletello i wsp., 2009].

1.3.3. Wzorzec przysiadu z tyłu

Zdaniem Escamilli i wsp. [2001b], przysiad z tyłu jest szeroko uznawany za jedno z najbardziej skutecznych ćwiczeń stosowanych w celu poprawy wyników sportowych, ponieważ wymaga współdziałania wielu grup mięśniowych i wzmacnia główne siły napędowe (ang. *prime movers muscles*), niezbędne do wspierania eksplozywnych ruchów zawodnika, takich jak skakanie, bieganie i podnoszenie. Co więcej, biegłość w przysiadzie z tyłu wspomaga związane z tym ruchy pochodne, co przekłada się na sposób realizacji wielu codziennych zadań, odnoszących się do tego ćwiczenia, takich jak podnoszenie i przenoszenie ciężkich przedmiotów, mających na celu poprawę jakości życia [Schoenfeld, 2010]. Przysiad z tyłu stał się również powszechnie stosowanym ćwiczeniem w warunkach klinicznych, przy niewielkiej lub braku degradacji tkanki łącznej po uszkodzeniu stawu kolanowego, a jego celem jest wzmocnienie mięśni dolnej części ciała (zwłaszcza siły tylnej taśmy mięśni) [Schoenfeld, 2010]. W szczególności zdaniem wielu autorów, ćwiczenie w zamkniętym łańcuchu kinetycznym, z czym mamy do czynienia w przypadku przysiadu z tyłu, jest powszechnie wykorzystywane podczas całego procesu rehabilitacji kolana, aby uniknąć nadmiernego obciążenia więzadła krzyżowego przedniego (ACL) [Heinje i wsp., 2004; Schoenfeld, 2010].

Standardowy i fundamentalny wzorzec przysiadu z tyłu. Myer i wsp. [2014] zasugerowali użycie przysiadu z tyłu bez obciążenia, jako narzędzia przesiewowego, ponieważ w interesie trenera leży dobre zrozumienie idealnej techniki, biorąc pod uwagę, że jest ona tak często zalecana. W tym celu dokonali dekonstrukcji technicznego wykonania przysiadu oraz związanych z nim dowodów, zarówno, jako ćwiczenia przygotowawczego, jak i narzędzia do dynamicznego badania przesiewowego. Pozwoliło to na opisanie powszechnych deficytów funkcjonalnych w wykonaniu tego ćwiczenia, o których wiadomo, że zwiększają ryzyko obrażeń podczas treningu i dynamicznych dyscyplin sportu.

Najczęściej zaleca się wykonanie przysiadu z pozycji stojącej, ze stopami ułożonymi płasko na podłożu, o kolanach i biodrach w neutralnym, anatomicznym nieco rozszerzonym

położeniu, z kręgosłupem w pozycji pionowej z zachowaniem naturalnych jego krzywizn [Schoenfeld, 2010; Swinton i wsp., 2012]. Ruch przysiadania rozpoczyna się od fazy zejścia (ang. *descent*), gdy stawy biodrowe, kolanowe i skokowe się zginają. Typowa instrukcja mówi o opadaniu do chwili, w której górna krawędź ud będzie co najmniej równoległa do podłoża, a stawy biodrowe znajdą się co najmniej na wysokości lub nieco poniżej stawów kolanowych (ryc. 1.6), co może wynikać z przepisów albo jest korzystne ze względów zdrowotnych.



Rycina 1.6. Pozycja w najniższym położeniu standardowego przysiadu z tyłu. Za: Myer i wsp., 2014.

Faza wznoszenia (ang. *ascent*⁹) odbywa się głównie przez równoczesne prostowanie stawów biodrowych, kolanowych i skokowych, kontynuowane jest do momentu, w którym ćwiczący powraca do pierwotnej, wyprostowanej pozycji [Brocki i Bohlin, 2004].

Przysiad dynamicznie rekrutuje (uruchamia) większość mięśni dolnej części ciała, w tym: czworogłowe uda, ogólnie prostowniki, przywodziciele i odwodziciele stawów biodrowych oraz trójgłowe łydki [Nisell i Eholm, 1986]. Ponadto wymagana jest znaczna aktywność

⁹ W dalszej części pracy używane będą tylko angielskie nazwy faz ruchu – *descent* i *ascent* – ponieważ są bardziej poręczne.

izometryczna szerokiej gamy mięśni podporowych (podtrzymujących; w tym mm. brzucha, prostowników grzbietu, czworobocznych, równoległobocznych i wielu innych), w celu ułatwienia stabilizacji położenia tułowia [Schoenfeld, 2010]. W sumie szacuje się, że ponad 200 mięśni jest aktywowanych podczas wykonywania przysiadu [Solomonow i wsp., 1987].

Przed rozpoczęciem fazy *descent* zaleca się, aby ćwiczący wykonał wdech na około 80 procent maksymalnej możliwości i wstrzymał oddech, w celu zwiększenia ciśnienia wewnątrz jamy brzusznej (ang. *intra-abdominal pressure* – IAP), bardziej stabilizując w ten sposób kręgosłup (tzw. manewr Valsalva'y) [Porth i wsp., 1984; Myer i wsp., 2014; Pstras i wsp., 2015]. (Uwaga: ta ilość powietrza może zmieniać się wraz ze wzrostem obciążenia). Zdaniem Myera i wsp. [2014] manewr Valsalva'y wyznacza „proksymalną sztywność”, która umożliwia rozwijanie większej mocy barków i bioder, zwiększając siłę i szybkość kończyn. Zwiększenie ciśnienia wewnątrz jamy brzusznej może służyć złagodzeniu sił działających na kręgi, przygotowując kręgosłup, który jest „giętkim prętem”, do znoszenia obciążenia ściskającego. Według Vakosa i wsp. [1994], zwiększenie IAP tworzy „balon” poprzedzający kręgosłup, który jest odporny na siły kompresję. Ponadto zapewnia moment przeciwwzginający (ang. *antiflexion moment*) w odcinku lędźwiowym, który zmniejsza aktywne kurczenie się mięśnia *erector spinae*, obniżając w ten sposób ściskanie kręgosłupa, generowane przez napięcie powiązanych mięśni. McGill i wsp. [1990] podali, że gdy ćwiczący zwiększyli IAP, wstrzymując oddech podczas przysiadu ze sztangą o masie od 72,7 do 90,9 kg, obciążenie odcinka lędźwiowego zostało znacznie zmniejszone. Natomiast Miyamoto i wsp. [1999] poinformowali, że zwiększenie IAP podnosi ciśnienie wewnątrzmięśniowe w mięśniu *erector spinae* i usztywnia tułów, przyczyniając się do większej stabilizacji kręgosłupa podczas dynamicznego podnoszenia.

Identyfikacja deficytów biomechanicznych podczas przysiadu z tyłu. Podstawowy ruch przysiadania uważany jest przez wielu profesjonalistów za cenne, fundamentalne ćwiczenie treningowe, ponieważ jest pojedynczym, złożonym środkiem, bardzo podatnym na uwydatnianie deficytów (niedoborów) biomechanicznych [Myer i wsp., 2008a i 2008b; Faigenbaum i Myer, 2010]. Deficyty zidentyfikowane podczas przysiadu z tyłu, a pogarszające jego wykonanie to: nieefektywna rekrutacja jednostek motorycznych lub zła koordynacja nerwowo-mięśniowa, osłabienie mięśni, asymetria siły lub brak stabilności stawów i nierównomierność ruchów albo napięcia mięśni [Schoenfeld, 2010]. Ważne jest zidentyfikowanie tych ograniczeń biomechanicznych i anatomicznych, w większości stanowiących podstawę nieprawidłowych ruchów, w celu poprawy

stwierdzonych deficytów przez odpowiednią i skutecznie ukierunkowaną strategię korygującą [Myer i wsp., 2008a i 2002b; Faigenbaum i Myer, 2010].

Myer i wsp. [2014] proponują wykorzystanie w tym celu specjalnego narzędzia przesiewowego do oceny przysiadu z tyłu (OPT). Narzędzie to stanowi tabela, zawierająca najważniejsze kryteria oceny, z krótkim ich opisem i obrazowym przedstawieniem prawidłowej i nieprawidłowej pozycji. Przy użyciu tego narzędzia, praktyk (trener, lekarz) może bardziej skutecznie i obiektywnie zidentyfikować deficyty leżące u podstaw obserwowanego ruchu, odpowiedzialne za ograniczenia funkcjonalne podczas wykonywania przysiadów z tyłu. W ocenie przysiadu z tyłu istnieje dziesięć kryteriów, podzielonych na trzy obszary (sfery) kompleksowe: górnej części ciała (GCC), dolnej części ciała (DCC) i mechanizmu (mechaniki) ruchu (MR). Sfera GCC określa stabilność i pozycję głowy, szyi oraz tułowia. Obszar DCC służy ocenie położeń ogniw ciała w odniesieniu do stawów biodrowych, kolanowych i skokowych. Wreszcie, kryteria w obszarze MR oceniają *timing* i pośrednio koordynację oraz wzorce rekrutacji jednostek motorycznych w trakcie wykonywania przysiadu z tyłu. Wszystkie 10 kryteriów z trzech obszarów można oceniać osobno pod kątem występowania defektów nerwowo-mięśniowych, siły i ruchomości.

Z uwagi na gorącą dyskusję wśród badaczy i praktyków, interesujące jest kryterium z obszaru GCC, dotyczące położenia tułowia podczas przysiadu. Według Myera i wsp. [2014] ogólną wytyczną dla zapewnienia odpowiedniej pozycji tułowia jest konieczność utrzymywania jego linii równoległe do linii piszczeli, patrząc z perspektywy bocznej. Niedawny artykuł Bishopa i Turnera [2017], na temat korekty nadmiernego pochylenia w przód w przysiadzie z tyłu, również odzwierciedla tę wytyczną. Jednak zdaniem Cleathera [2018] trafność tej konkretnej wytycznej wydaje się wątpliwa, ponieważ związek między kątem nachylenia piszczeli a pochyleniem tułowia jest zmienny i zależy od antropometrii osobnika, w tym od ruchomości jego stawów biodrowych i skokowych. Ponadto artykuł Myera i wsp. [2014] jest w tej kwestii wewnętrznie niespójny – przed zaoferowaniem tej wytycznej, autorzy artykułu stwierdzili, że tułów w przysiadzie z tyłu powinien być tak wyprostowany, jak to możliwe (bez żadnych zastrzeżeń związanych z położeniem piszczeli). A przecież wcześniej już wykazano, że bardziej pionowy tułów jest związany z bardziej grzbietowo zgiętymi stawami skokowymi (a to oznacza mniej pionowe położenie piszczeli) [Fry i wsp., 2003]. Zatem, o ile nie ma powodu, aby zapobiegać zginaniu grzbietowemu stawów skokowych, nie ma sensu ograniczać jednego ruchu na podstawie drugiego.

W podsumowaniu swego artykułu Myer i wsp. [2014] sugerują, że zaobserwowane zaburzenia ruchowe lub deficyty, stwierdzone na podstawie wytycznych OPT, wskazują na to, że dana osoba może charakteryzować się zwiększonym ryzykiem obrażeń i nieoptymalną fizyczną wydajnością. Ponadto OPT jest uniwersalnym narzędziem, w celu zidentyfikowania deficytów biomechanicznych, dającym alternatywną możliwość dla drogiej i wyrafinowanej oceny laboratoryjnej.

1.3.4. Rodzaje przysiadów i ich modyfikacje

Przysiady z własnym ciężarem ciała (ang. *bodyweight squat*), ze sztangą (ang. *barbell squat*) i na maszynie (ang. *isotonic machine squat*) są najczęściej stosowanymi środkami ruchowymi, podczas dynamicznego przysiadania w czasie treningu i rehabilitacji. Z uwagi na popularność tego ćwiczenia, w przeszłości stworzonych zostało wiele jego odmian. Uwzględniają one: położenie sztangi podczas przysiadania, głębokość przysiadu, szerokość ustawienia stóp (szerokość postawy), kąt obrotu stóp (stopy rotowane do wewnątrz lub na zewnątrz) albo rodzaj podłoża (stabilne, labilne). Inne jeszcze modyfikacje, związane z wykonaniem przysiadu, obejmują m.in. szybkość ruchu, intensywność i umiejscowienie obciążenia oraz poziom zmęczenia.

Położenie ciężaru

W przysiadzie ze sztangą, przybór trzymany jest z tyłu (przysiad z tyłu – PT) nieco powyżej (przysiad z wysoko ułożoną sztangą) lub poniżej (przysiad z nisko ułożoną sztangą) poziomu wyrostków barkowych [Glassbrook, 2016] albo nad klatką piersiową, w przybliżeniu na poziomie obojczyków (tzw. przysiad z przodu – PP) [Donnelly i wsp., 2006]. W praktyce PT nazywany jest również przysiadem ze sztangą na barkach, a PP przysiadem ze sztangą na klatce piersiowej. Z uwagi na stosowaną w literaturze anglosaskiej nazwę *back squat* w pracy stosowana będzie częściej nazwa przysiad z tyłu. Hasegawa [2004] wyróżnia ponadto przysiad ze sztangą trzymaną nad głową, gdy łokcie są w pełni wyprostowane¹⁰.

Przysiady z tyłu zwykle są preferowane i wykonywane przez większość sportowców, natomiast przysiady z przodu zazwyczaj stosowane są przez kulturystów i ciężarowców. W przypadku ciężarowców przysiad z przodu jest ponadto symulowany podczas zarzutu sztangi na klatkę piersiową. Przysiady w maszynie (PM) zwykle wykonywane

¹⁰ W rwaniu klasycznym, w jednym z dwóch bojów podnoszenia ciężarów, w celu usprawnienia wstawiania z przysiadu ze sztangą trzymaną nad głową, ciężarowcy wykonują tzw. przysiady rwaniowe - PR (ang. *overhead squat*). Praktycy, ale i badacze stawiają hipotezę, że wszelkie zakłócenia i przesunięcia ciała podczas wykonywania mniej stabilnego PR powodują wzrost aktywności mięśni tułowia celem odzyskania równowagi [Hasegawa, 2004; Brown, 2006; Aspe i Swinton, 2014].

są z wykorzystaniem specjalnej sztangi, która porusza się w ustalonych rowkach (np. w maszynie Smitha) lub przy użyciu wyszczelnionych poziomych ramion, umieszczonych na barkach [Andrews i wsp., 1983].

Według Delavier [2001], przysiad ze sztangą z tyłu (ryc. 1.6) po ułożeniu jej na barkach, na mięśniach czworobocznych, nieco powyżej tylnych aktonów mięśni naramiennych polega na zginaniu bioder oraz kolan aż do chwili, gdy znajdą się równoległe z podłożem. Następnie ćwiczący prostuje biodra i kolana aż do osiągnięcia ponownie pozycji początkowej, z naciskiem na utrzymanie płaskich pleców, z piętami na podłożu i kolanami ułożonymi nad stopami. W przysiadzie ze sztangą z przodu, po ułożeniu sztangi nad przednimi aktonami mięśni naramiennych i na obojczykach, łokcie powinny być w pełni zgięte, tak, aby ramiona były ułożone równoległe do podłoża. Ruch opadania (faza *descent*) i wstawania (faza *ascent*) jest taki sam jak w przysiadzie ze sztangą z tyłu. Chociaż w obu formach przysiadu efektywnie pracują dolna część pleców, biodra i mięśnie kończyn dolnych, to istnieją niewielkie różnice w technice i zaangażowaniu mięśniowym. Ponadto maksymalny ciężar, jaki może podnieść ćwiczący, różni się w tych dwóch technikach, na korzyść przysiadu ze sztangą z tyłu [Russell i Phillips, 1989; Gullett i wsp., 2009]. Specjaliści od siły i kondycji uznali podobieństwa między przysiadem ze sztangą z przodu i z tyłu, ale wyczuwają, że dla odmiany mogą być stosowane do ochrony i izolowania poszczególnych grup mięśniowych. Zdaniem Garhammera [1986], przysiad ze sztangą z przodu wymaga rozwijania mniejszej siły w dolnej części pleców. Ponadto w przysiadzie tym można bardziej wyizolować mięsień czworogłowy uda niż w przysiadzie ze sztangą z tyłu lub spowodować większą rekrutację dystalnych jego części [Garhammer, 1986; Hatfield, 1989]. Te wspólne przekonania tych autorów nie są jednak poparte dowodami empirycznymi.

Głębokość przysiadu

Ruchy przysiadania można wykonać z różnym stopniem zgięcia kolan to, jest z ćwierć- [Mangus i wsp., 2006], pół- lub pełnym przysiadem [Caterisano i wsp., 2002]. Zdaniem Schoenfelda [2010] w ćwierćprzysiadzie, zwanym również przysiadem częściowym (ang. *partial squat*), stopień zgięcia kolan wynosi 40° , w półprzysiadzie mieści się w przedziale od 70° do 100° , a w pełnym jest większy niż 100° . Jednak według Escamilli [2001], gdy kąt w stawie kolanowym zmniejszy się o około 100° (tj. do chwili aż uda będą równoległe do podłoża) półprzysiad nazywany jest równoległym (ang. *parallel squat*), w odróżnieniu od pełnego, inaczej głębokiego (ang. *full, deep squat*). Pełny (głęboki) przysiad zawiera przykucnięcie tak głębokie, jak to możliwe, dopóki tyły ud i podudzi nie zetkną się ze sobą. Do chwili obecnej żadne znormalizowane miary ilościowego przedstawienia

głębokości przysiadu nie zostały powszechnie uznane, a stosowana terminologia może się różnić między badaczami.

Caterisano i wsp. [2002] podali, że chociaż średnia aktywność mięśnia *gluteus maximus* nie różniła się istotnie zarówno w przysiadzie częściowym ($16,92 \pm 8,78\%$), jak i równoległym ($28,00 \pm 10,29\%$), znacznie jednak wzrosła podczas pełnego przysiadu ($35,47 \pm 1,45\%$). Dotyczy to również wartości maksymalnych, które były znacznie większe podczas wykonywania pełnego przysiadu w porównaniu z mniejszymi głębokościami. Półprzysiady są zwykle preferowane i zalecane przed pełnymi przysiadami, zarówno dla sportowców podczas treningu, jak i pacjentów w czasie rehabilitacji [Chandler i Stone 1991]. Wyjątkiem są jedynie, jak już wspomniano ciężarowcy, dla których pełny przysiad jest specyficzny i świadczy o dobrej technice ruchu.

Szerokość ustawienia stóp (szerokość postawy)

Według Escamilli i wsp. [2001b], w pozycji wejściowej przysiadu zawodnicy ustawiają stopy na różnych szerokościach. W celu normalizacji wszystkie badane osoby zalicza się do jednej z trzech grup, stawiających stopy: wąsko ($110 \pm 10\%$ szerokości barków), średnio ($142 \pm 12\%$) i szeroko ($169 \pm 12\%$). Okazało się, że przy wąskim ustawieniu stóp zostały wygenerowane momenty sił mięśni zginaczy podszwowych stawu skokowego w przedziale $10 \div 51 \text{ N}\cdot\text{m}$, natomiast w ustawieniach średnim i szerokim momenty sił mięśni grzbietowych tego stawu były większe (w przedziale $34 \div 284 \text{ N}\cdot\text{m}$). W odniesieniu do stawu kolanowego i biodrowego, zarówno w postawie szerokiej wytworzone momenty sił były większe niż w stawie skokowym (odpowiednio: $359 \div 573 \text{ N}\cdot\text{m}$ i $275 \div 577 \text{ N}\cdot\text{m}$), jak i wąskiej (odpowiednio: $447 \div 756 \text{ N}\cdot\text{m}$ oraz $382 \div 628 \text{ N}\cdot\text{m}$). Jest to zatem ważny element techniki przysiadu. We wcześniejszych badaniach, McCaw i Melrose [1999] wykazali, że szerokość ustawienia stóp w pozycji wejściowej nie wpływa istotnie na aktywność sześciu badanych mięśni kończyn dolnych. Natomiast przeprowadzona przez Paoli i wsp. [2009] analiza wariancji dowiodła, że spośród 8 mięśni kończyn dolnych zwiększoną elektryczną aktywnością w przysiadzie charakteryzował się jedynie mięsień *gluteus maximus*, przy najszerszym ustawieniu stóp z największym obciążeniem, tj. 70% 1RM. McKean i wsp. [2010] określali ilościowo wpływ szerokości postawy na ruchy lędźwiowo-krzyżowe podczas przysiadu z tyłu. Stwierdzili, że mężczyźni i kobiety opracowali różne schematy ruchowe do przysiadania, zatem należy wziąć to pod uwagę podczas badań przesiewowych i rozwijania siły. Natomiast kręgosłup w odcinku lędźwiowym stał się kifotyczny, gdy tylko ciężar został umieszczony na barkach. Ich zdaniem,

wszelkie wskazówki przekazywane podczas nauczania, aby utrzymać wykrzywiony kręgosłup lędźwiowy podczas przysiadu, powinny być kwestionowane.

Kąt obrotu stóp

W badaniach Boyden i wsp. [2000], wysokiej klasy zawodnicy ustawiali stopy w pozycji wejściowej do przysiadu w różnych położeniach: do wewnątrz, równolegle i na zewnątrz. Wyniki i przeprowadzona analiza wariancji wykazały jednak, że stopień rotacji stóp nie wpłynął na średnią wartość pikową aktywności badanych mięśni, tj. *vastus medialis*, *vastus lateralis* i *rectus femoris*. Potwierdzono tym wcześniejsze wyniki uzyskane przez Signorile i wsp. [1995].

Rodzaj podłoża

Ocena wpływu rodzaju podłoża (stabilne i niestabilne warunki) na siłę reakcji i jej narastanie oraz aktywność mięśni w izometrycznej pozycji półprzysiadu leżała w zainteresowaniach badawczych McBride'a i wsp. [2006]. Uzyskane przez nich wyniki wykazały, że pik (szczyt) siły reakcji podłoża, jak i jej narastanie były istotnie mniejsze w warunkach niestabilnych. Równocześnie średnie zintegrowane wartości EMG dla mięśni *vastus lateralis* i *vastus medialis* były istotnie wyższe w warunkach stabilnych, w porównaniu z niestabilnymi. Nie zanotowano natomiast istotnych statystycznie różnic w odniesieniu do pozostałych dwóch mięśni, tj. *biceps femoris* i *gastrocnemius medialis*.

W badaniach Saeterbakkena i Fimlanda [2013] celem było porównanie siły i aktywności mięśni kończyn dolnych i tułowia w pozycji przysiadu izometrycznego (kąt wstawie kolanowym 90°), wykonanego na stabilnej powierzchni (tj. podłodze), płycie mocy (ang. *power board*), piłce BOSU (ang. *BOSU ball*) i stożku balansowym-równowagi (ang. *balance cone*). Oceniano siłę i aktywność EMG mięśni: *rectus femoris*, *vastus medialis*, *vastus lateralis*, *biceps femoris*, *soleus*, *rectus abdominis*, *oblique external* i *erector spinae*. Zwiększenie niestabilności powierzchni podparcia, podczas maksymalnego wysiłku w pozycji izometrycznego przysiadu wywołało podobną aktywność mięśni kończyn dolnych i powierzchownych mięśni tułowia, chociaż siła wyjściowa została zmniejszona. Wyjątkiem był mięsień *rectus femoris*, w którym pozycja przysiadu na stabilnej powierzchni zapewniała większą aktywność EMG niż pozostałe ćwiczenia.

Szybkość wykonania przysiadu

Badania nad wpływem tempa przysiadu na kinetykę stawów kończyn dolnych wskazują na dodatnią korelację między szybszym podnoszeniem a siłami powstałymi w tych stawach. Hattin i wsp. [1989] badali osoby wykonujące kolejne powtórzenia półprzysiadu, trwającego 1 lub 2 sekundy, przy wykorzystaniu zewnętrznego skokowego obciążenia

od 15 do 30% jednego maksymalnego powtórzenia (ang. *one repetition maximum* – 1RM¹¹). Większe tempo ruchu istotnie zwiększyło tylnoprzodnie siły ścinające i siły ściskające w kolanie (odpowiednio o 50% i 28%), wykazano także tendencję do zwiększonych przyśrodkowo-bocznych sił ścinających. Te ustalenia są zgodne z wcześniejszymi wynikami Dahlkvista i wsp. [1982], którzy również stwierdzili wzrost siły w stawach piszczelowo-udowych przy większej szybkości ruchu. Odbijanie się u dołu przysiadu, które często towarzyszy szybkim ruchom, wykazało zwiększenie sił ścinających kolana o dodatkowe 33% [Donnelly i wsp., 2006]. Co więcej, piki sił ściskających w kręgosłupie podwajają się, gdy ciężary są szybko podnoszone [Vakos i wsp., 1994]. Tak więc, chociaż większa szybkość ruchu może być korzystna dla transferu do wielu aktywności (czynności) sportowych, mniejsze tempo byłoby wskazane dla tych, którzy chcą zmniejszyć połączone ze sobą siły ścinające i ściskające.

W badaniach Bentleya i wsp. [2010] celem było określenie wpływu różnego tempa podnoszenia na siłę reakcji podłoża (ang. *ground reaction force* – GRF) podczas ćwiczenia przysiadu. Dane dotyczące GRF i z czujnika położenia zostały wykorzystane do obliczenia udziału siły bezwładności (inercji) ciała i sztangi w całkowitej sile inercji układu ćwiczący-sztanga. Siły bezwładności związane z ciałem były większe niż te związane ze sztangą, bez względu na tempo ruchu. Szybsze tempo przysiadu spowodowało, że szczytowa wartość GRF była istotnie większa w odniesieniu do bezwładności całego układu.

Intensywność i umiejscowienie obciążenia

Przysiady można wykonywać przy użyciu tylko samego ciężaru ciała lub z zewnętrznym obciążeniem o różnej intensywności. Sahli i wsp. [2008] zbadali wpływ przysiadów, z wariantami różnych obciążeń zewnętrznych, na siły powstałe w stawie piszczelowo-udowym i stwierdzili, że maksymalne ściskanie oraz ścinanie znacznie wzrasta w połączeniu ze wzrostem obciążenia. Udowodniono, że pik siły ściskającej wynosi 149% ciężaru ciała (CC) przy obciążeniu równym 120% CC, w porównaniu z siłą ściskającą wynoszącą 58% CC w warunkach nieobciążonych. Natomiast maksymalna siła ścinająca tylnoprzodnia i boczno-przyśrodkowa zwiększyły się, odpowiednio z 8 do 11% CC i z 46 do 67% CC, gdy obciążenie zewnętrzne wzrosło z 50 do 100% ciężaru ciała. Te zwiększone siły nie powinny jednak stanowić problemu dla osób ze zdrowymi kolanami.

¹¹ Jest to największe obciążenie, które można tylko raz unieść w trakcie tradycyjnego zadania podnoszenia ciężaru, jest miarą izoinercyjną, pozwalającą na oszacowanie maksymalnych możliwości siłowych ćwiczącego. Murphy i wsp. [1994] używają terminu *isoinertial*, aby odzwierciedlić fakt, że ocena obejmuje stałą masę, co jest bardziej zbliżone do normalnego ruchu człowieka, niż często wyróżniane warunki izokinetyczne lub izotoniczne.

Badania wykazują, że nawet w przypadku trójboistów siłowych, wykorzystujących obciążenia przekraczające dwukrotnie ciężar ich ciała, siły rozciągające (ang. *tensile forces*) w PCL i ACL osiągnęły odpowiednio około 50% i 25% ich ostatecznego oszacowanego potencjału siłowego [Escamilla i wsp., 2001a, Walsh i wsp., 2007]. Czynnikiem o większym znaczeniu klinicznym podczas przysiadania jest wpływ obciążenia na kinetykę i kinematykę kręgosłupa. Kellis i wsp. [2005] stwierdzili, że bezwzględny kąt pochylenia kręgosłupa wzrósł o nieistotne 6°, gdy badani zwiększali obciążenie z 7 do 32% ich 1RM. Jednak przy zastosowaniu ciężaru 40 ÷ 70% 1RM odnotowano istotny wzrost pochylenia do przodu o 16°. Hay i wsp. [1983] podali podobne wyniki, z istotnym wzrostem pochylenia ku przodowi, gdy badani podnosili ciężary między 40 a 80% 4RM. Walsh i wsp. [2007] informowali natomiast o liniowej korelacji między naciskiem na kręgosłup a obciążeniem, a także o znacznym stopniu „przeprustu” (ang. *hyperextension*), gdy badani podnosili większe ciężary (60 i 80% 1RM), co przypisuje się działaniu kompensacyjnemu, aby ustabilizować ciało przed upadkiem do przodu. Odkrycia te wzmacniają potrzebę prawidłowo wyrównanego kręgosłupa, podczas wykonywania przysiadów z obciążeniem, tak, aby nadmierne siły nie gromadziły się w odcinku lędźwiowym.

Jak już wspomniano, przysiady z tyłu wykonuje się z obciążeniem zewnętrznym umieszczonym w różnych miejscach ciała, na różnych jego wysokościach. Ze względu na większe pochylenie tułowia do przodu wykazano, że niskie położenie sztangi, typowe dla trójboistów siłowych, powoduje większy moment siły (obrotowy) prostownika stawu biodrowego i mniejszy moment prostownika stawu kolanowego, w porównaniu z przysiadem z wysokim położeniem sztangi, typowym dla ciężarowców [Watkins, 1999]. Przekłada się to na zmniejszoną kompresję działającą na staw rzepkowo-udowy i mniejsze napięcie ACL w przysiadzie z niskim położeniem sztangi. Jednak wartości sił ściskających nie zbliżają się do przekraczających próg siły tych struktur w obu położeniach sztangi. Tak więc, o ile nie to jest przeciwwskazane z powodu istniejącego urazu, oba położenia sztangi są odpowiednie dla większości podnoszących.

Według Gulletta i wsp. [2009], w przysiadach z przodu przynoszone są istotnie mniejsze maksymalne siły ściskające w stawie kolanowym, jak również zmniejszony jest nacisk w odcinku lędźwiowym, w porównaniu z przysiadem z tyłu, z niewielką różnicą odnotowaną w siłach ścinających. Zostało to osiągnięte bez uszczerbku dla aktywności mięśni *quadriceps* i *hamstring*. Przysiady z przodu mogą być zatem lepszą alternatywą niż przysiady z tyłu, dla osób z uszkodzeniami więzadeł lub łąkotek. Co więcej, przysiad z przodu może izolować mięśnie *quadriceps* w większym stopniu niż przysiad z tyłu, może stanowić zatem realny

wybór dla tych, którzy chcą zoptymalizować rozwój przedniej strony ud w porównaniu z pośladkami.

Oprócz ćwiczeń ze sztangą lub we wspomnianej już maszynie Smith'a, środkiem w treningu oporowym kończyn dolnych, coraz częściej, jest przysiad z obciążeniem przenoszonym z maszyny, za pomocą linki, na pas umiejscowiony w okolicy bioder (ang. *machine belt squat*) osoby podnoszącej. Jednym z celów Evens'a i wsp. [2017] było sprawdzenie, czy takie ćwiczenia różnią się od klasycznych przysiadów z tyłu, co do aktywności EMG tzw. głównych motorów napędowych (ang. *primary movers*), do których zaliczyli mięśnie: *vastus medialis*, *vastus lateralis*, *rectus femoris* i *gluteus maximus*. Ogólnie wyniki wskazują, że przysiady z obciążeniem na pasie mogą istotnie różnić się, co do aktywności mięśnia *gluteus maximus*, od przysiadów z tyłu. Wcześniejsze badania Gulick'a i wsp. [2015] wykazały, że przysiady z wolnym ciężarem mocowanym na pasie (ang. *free-weight belt squat*) nie różnią się istotnie, w odniesieniu do aktywności *primary movers*, od przysiadów z tyłu. Te różne wnioski mogą jednak wynikać z odmiennego nieco sposobu mocowania obciążenia w maszynie i w urządzeniu z wolnym ciężarem.

Zmęczenie

Zmęczenie może mieć znaczący wpływ na kinetykę i kinematykę przysiadu. Początek zmęczenia może powodować nieuzasadnione zmiany w technice przysiadu, co prawdopodobnie przyczynia się do krótko- i długotrwałych urazów [Vakos i wsp., 1994]. W badaniu Lattanzio i wsp. [1997], zmęczenie spowodowało znaczne zmniejszenie czucia głębokiego w stawach kolanowych, przypuszczalnie z powodu zmniejszenia aktywności proprioceptorów mięśni i stawów. Autorzy doszli do wniosku, że ćwiczenie na wyczerpanie, lub w jego pobliżu, może zmniejszyć funkcję mechanoreceptorów więzadeł, potencjalnie prowadząc do niestabilności kolana.

Kręgosłup jest szczególnie podatny na skutki zmęczenia. Uszkodzenie trzonu kręgu występuje przy znacznie mniejszych siłach, gdy poddawany jest zmęczeniu, a jego wytrzymałość na ściskanie jest zmniejszona do 30% po 10 cyklach obciążeniowych [Brinckmann i wsp. 1988; Adams i Dolan, 1995]. Trafimow i wsp. [1993] wykazali, że badani zmienili technikę przysiadania (z pionowego ustawienia kręgosłupa, na wygięty w odcinku lędźwiowym), wskutek zmęczenia mięśnia *quadriceps*, tym samym powodując zwiększony nacisk na okolicę odcinka lędźwiowego. Podobne wyniki uzyskali Sasaki i wsp. [2008], którzy głosili, że znaczne zmęczenie tego mięśnia prowadzi do wzrostu obciążenia dolnego odcinka pleców i wynikającego z tego zwiększonego ryzyka uszkodzenia odcinka lędźwiowego kręgosłupa. Biorąc pod uwagę te odkrycia, konieczne jest poznanie

mechaniki kręgosłupa w wyniku zmęczenia dolnych mięśni ciała i zaprzestanie podnoszenia, jeżeli jego forma może zostać naruszona. Jest to szczególnie ważne przy wykonywaniu testów maksymalnych powtórzeń, gdzie ponawiane podnoszenia, w celu dokładnego określenia 1RM, mogą czasami przewyższać potencjalne ryzyko.

Ogół przeanalizowanych tu danych kinematycznych i kinetycznych, wpływających na wykonanie przysiadu, powinien rzutować na praktyczne zalecenia trenerów, nauczycieli i fizjoterapeutów, przekazywanych podopiecznym.

W równie obszernym przeglądzie literatury dotyczącym optymalizacji techniki przysiadu, podsumowując zebrane w nim informacje, Comfot i Kosim [2007] stwierdzają, że w celu zapewnienia maksymalnej aktywności mięśni kończyn dolnych i zminimalizowania ryzyka urazów, prawidłowa technika przysiadu, powinna ogólnie charakteryzować się:

- szeroką postawą (stopy \geq szerokość barków) i naturalnym ustawieniem stóp, idealnie powiązanych z ich pozycją powszechnie przyjętą dla danej dyscypliny sportu,
- nieograniczonym ruchem kolan (z piętami pozostającymi w kontakcie z podłogą, najlepiej z kolanami niewychodzącymi do przodu dalej niż palce),
- wzrokiem zwróconym w przód lub w górę,
- pełną głębokością przysiadu (kąt w stawie kolanowym $115 \div 125^\circ$, o ile zachowana będzie lordotyczna krzywizna kręgosłupa).

1.3.5. Narzędzia pomiarowe stosowane w badaniach przysiadu ze sztangą

1.3.5.1. Elektromiografia podstawowym narzędziem w badaniach przysiadu

W bardzo szerokiej tematyce badań elektromiograficznych w obszarze przysiadów szukano m.in.:

- 1) wpływu ustawienia stóp, w trakcie czynności obciążających kończyny dolne, na mięśnie *vastus medialis* i *lateralis* [Hung i Gross, 1999; Stoutengerg i wsp., 2005] i podczas przysiadania na mięsień *quadriceps femoris* [Signorile i wsp., 1995; Boyden i wsp., 2000; Murray i wsp., 2013], oraz inne mięśnie kończyn dolnych [McCaw i Melrose, 1999; Paoli i wsp., 2009],
- 2) oceny aktywności mięśni w ćwiczeniu izometrycznym (w warunkach stabilnego i niestabilnego podłoża) [McBride i wsp., 2006; Saeterbakken i Fimland 2013] oraz dynamicznym [Anderson i Behm, 2005; Hamlyn i wsp., 2007; Youdas i wsp., 2007; Kholer i wsp., 2010],
- 3) wpływu zewnętrznej rotacji obręczy biodrowej na aktywność odwodźcicieli i prostownika uda [Pereira i wsp., 2010],

- 4) wpływu pozycjonowania kończyn dolnych [Ninos i wsp., 1997] i ustawienia kolan (do przodu, do wewnątrz, z kontrolą właściwego ustawienia) na wzorce (profile) aktywności mięśni [Slater i Hart, 2017],
- 5) wpływu głębokości przysiadu na aktywność mięśni uda i obręczy biodrowej [Escamilla, 2001; Caterisano i wsp., 2002],
- 6) oceny aktywności mięśni w zależności od rodzaju przysiadu [Swinton i wsp., 2012a; Contreras i wsp., 2016],
- 7) wpływu pasa ciężarowego na aktywność mięśni tułowia i kończyn dolnych [Zink i wsp., 2001],
- 8) oceny aktywności mięśni w zależności od miejsca ułożenia ciężaru (na barkach, zawieszzonego na pasie w okolicy bioder, w maszynie Smith'a) [Gulick i wsp., 2015; Evans i wsp., 2017; Schwanbeck i wsp., 2009].
- 9) oceny aktywności mięśni *vastus lateralis* i *vastus medialis* w zależności od wielkości obciążenia [Pick i Becque, 2000].

Ogół prac, ujmujących m.in. wyżej wymienione aspekty oraz szereg innych jeszcze czynników, wpływających na aktywność EMG podczas przysiadu, przedstawili skrótkowo Clark i wsp. [2012]. W naszych zainteresowaniach badawczych elektromiografia była sposobem oceny symetrii funkcjonalnej mięśni kończyn dolnych i obręczy biodrowej podczas przysiadu z tyłu, w zależności od wielkości obciążenia [Kmieciak i wsp., 2017; Król i Kmieciak, 2018]. Sama elektromiografia jest jednak niewystarczająca do oceny sposobu wykonania przysiadu. Więcej, i to bardziej informatywnych danych, dostarczają prace zawierające charakterystyki kinetyczne oraz kinematyczne, składające się strukturę zewnętrzną przysiadu.

1.3.5.2. Metody filmowe i dynamograficzne w badaniach przysiadu

Obraz ruchu przysiadania, uzyskany metodami filmowymi, dostarcza częściowej informacji o sposobie wykonania czynności ruchowej, tj. o jej technice. W dostępnej literaturze zauważono kilka prac, które tego dotyczą.

Cztery zsynchronizowane kamery wideo wykorzystano do zbierania danych oraz trójwymiarowej analizy przysiadu z tyłu i martwego ciągu, tj. ćwiczeń, które zdaniem wielu praktyków, dają porównywalne wyniki treningowe [Hales i wsp., 2009]. Zmienne kinematyczne obliczono dla:

- kątów względnych w stawie biodrowym, kolanowym i skokowym,
- kątów bezwzględnych tułowia (T), uda (U) i podudzia (PU),

- prędkości podnoszonej sztangi.

Na podstawie krzywej prędkości pionowej sztangi określono 3 charakterystyczne punkty: P1 – oznacza początek fazy *ascent*, P2 – reprezentuje pierwszy punkt, w którym pęd pionowy zaczyna się zmniejszać, a P3 – przedstawia pierwszy punkt ponownego wyraźnego przyspieszania (punkt krytyczny; ang. *sticking point*). W celu wykrycia istotnych różnic w wartościach średnich parametrów kinematycznych, dla dwóch rodzajów podnoszenia (przysiadu i martwego ciągu), zastosowano *test-t* próbek sparowanych. Stwierdzono różnice w położeniu kątowym stawu biodrowego, kolanowego i skokowego oraz w kącie bezwzględny T, U i PU, między przysiadem a martwym ciągiem, w charakterystycznych chwilach (P1, P2 i P3) krzywej $v(t)$. Uzyskane wyniki wskazują, że przysiad z tyłu przedstawia ruch synergiczny lub jednoczesny (w stawach kończyn dolnych), podczas gdy martwy ciąg pokazuje ruch sekwencyjny lub segmentowy. Analiza kinematyczna przysiadu i martwego ciągu wskazuje, że poszczególne podnoszenia są wyraźnie różne, co oznacza, że nie ma między nimi bezpośredniego lub specyficznego efektu krzyżowania.

Miletello i wsp. [2009] dokonali pomiaru i analizy różnic parametrów (wielkości) kinematycznych między zaawansowanymi przedstawicielami trójboju siłowego, trójboistami poziomym średnim a początkującymi, podczas maksymalnego przysiadu z tyłu, aby określić wpływ poziomu umiejętności na jego wykonanie. Dane kinematyczne uzyskano za pomocą kamery cyfrowej i optycznego systemu przechwytywania danych. Analizie poddano czas całego przysiadu i jego faz, wartość kąta, prędkości i przyspieszenia kątowego w stawie kolanowym. Różnice średnich między 3. grupami badanych, w uśrednionych wartościach szczytowych parametrów kinematycznych, analizowano przy użyciu jednokierunkowej, wielowymiarowej analizy wariancji. Stwierdzono szereg istotnych różnic w zakresie analizowanych wielkości, jednak główne odkrycie, między badanymi grupami, dotyczyło wartości przyspieszenia na początku fazy *ascent*, która okazała się istotnie mniejsza wśród początkujących trójboistów. Dlatego w podsumowaniu artykułu autorzy stwierdzili, że podczas treningu początkujących trenerzy powinni być świadomi, że mogą oni nie potrafić kontrolować zejścia w dół (fazy *descent*) i słabo przyspieszać podczas wstawiania (fazy *ascent*), w porównaniu z lepiej wyszkolonymi zawodnikami.

Kellis i wsp. [2005] rejestrując, przy użyciu platformy Kistler, siłę reakcji podłoża oraz określając, za pomocą kamery wideo, kinematykę liniową i kątową przysiadów, sprawdzali, jaki wpływ na te charakterystyki ma skokowe zwiększanie obciążenia z 7 do 70% 1RM. W fazie koncentrycznej (*ascent*), wykonanych z maksymalnym

zaangażowaniem przysiadów, określano pionową siłę reakcji, liniową prędkość sztangi oraz kątowe położenie i prędkość stawu biodrowego, kolanowego i skokowego. Wartości maksymalne i średnie parametrów wyliczono w specyficznej pozycji kątowej, tj. gdy kąt w stawie kolanowym wynosił 90° . Siła reakcji podłoża stanowiła od $1,67 \pm 0,20$ do $3,21 \pm 0,29$ ciężaru ciała, i istotnie się zwiększyła ze wzrostem obciążenia. Prędkość liniowa sztangi, przyjmująca wartości od $0,54 \pm 0,11$ m/s do $2,50 \pm 0,50$ m/s, ulegała znacznemu zmniejszeniu wraz ze wzrostem obciążenia. Również kąty stawu biodrowego, kolanowego i skokowego przy maksymalnej sile reakcji podłoża były zależne od obciążenia. Krzywe siła reakcji-prędkość sztangi zostały dopasowane za pomocą modeli liniowych o współczynnikach r^2 w zakresie od 0,59 do 0,96. Zdaniem autorów artykułu, ze wzrostem obciążenia, maksymalny wysiłek siłowy w fazie koncentrycznej przysiadu nie jest osiągany w tej samej pozycji dolnej części ciała. Ze wzrostem obciążenia zmienia się również *timing* prędkości stawów kończyn dolnych.

W badaniach Wallace'a i wsp. [2006], również przy użyciu platformy siły, określano szczytową wartość siły, mocy i szybkości narastania siły (ang. *rate of force development* – RFD), podczas wykonywania przysiadu z tyłu. Celem było zbadanie jak, wpływają na te parametry elastyczne opaski (taśmy, gumy) mocowane na końcach gryfu sztangi, w miejsce krążków (ciężarów). Stosowano taśmy o różnej długości i oporze, odpowiadające obciążeniu 60 i 85% 1RM. Do określenia istotności różnic parametrów kinetycznych przysiadu z elastycznymi opaskami i bez wykorzystano dwukierunkową analizę ANOVA powtarzanych pomiarów. Znotowano istotnie większą szczytową wartość siły i mocy w ćwiczeniu z elastycznymi opaskami, w porównaniu z przysiadem bez taśm, gdy opór stanowił 85% 1RM. Nie zaobserwowano jednak istotnych różnic w maksymalnej szybkości narastania siły przy tym obciążeniu. Zdaniem autorów artykułu, specjalista treningu siłowego może stosować zmienny trening oporowy (ang. *variable resistance training*), chcąc bardziej zwiększyć maksimum siły i mocy, w miejsce tradycyjnego przysiadu z tyłu. Taki trening może również polegać na równoczesnym kształtowaniu oby tych parametrów, co powinno być szczególnie użyteczne w okresie startowym, gdy objętość treningu siłowego może czasami być ograniczona.

Swinton i wsp. [2018] dokonali biomechanicznego porównania tradycyjnego przysiadu z tyłu (PT) z dwiema odmianami tego ćwiczenia, popularnie nazywanymi przysiadem trójboju siłowego (PTS; ang. *powerlifting squat*) i przysiadem na skrzyni (PS; ang. *box squat*). Trójbojści siłowi wykonywali te ćwiczenia z obciążeniem 30, 50 i 70% ich zmierzonego 1RM, tak szybko, jak to było możliwe. Do ilościowego określenia parametrów

biomechanicznych wykorzystano odwrotną dynamikę (2 platformy siły) i przestrzenne śledzenie zewnętrznego oporu (optoelektroniczny system 9 kamer do analizy ruchu – Vicon). Między ćwiczeniami pojawiło się szereg istotnych różnic kinematycznych i kinetycznych. Tradycyjny przysiad z tyłu odbywał się w postawie wąskiej, podczas gdy przysiady trójboju siłowego i na skrzyni wykonywane były z podobnie, szeroko ustawieniami stopami (odpowiednio: $48,3 \pm 3,8$ cm, $89,6 \pm 4,9$ cm, $92,1 \pm 5,1$ cm). Podczas fazy ekscentrycznej (*descend*) tradycyjnego przysiadu kolana wychodziły przed palce stóp, powodując wyraźne przesunięcie środka masy układu ćwiczący-sztanga do przodu. Natomiast podczas przysiadu trójboju siłowego i przysiadu na skrzyni utrzymywano bardziej pionową pozycję goleni, co skutkowało mniejszymi przemieszczeniami środka masy układu do przodu. Te różnice w liniowych przemieszczeniach ciała miały istotny wpływ na maksymalne wartości momentów sił w stawach, przy czym największe efekty zmierzono w kręgosłupie i w stawie skokowym. W obu przypadkach największy pik momentu siły uzyskano podczas PT, a następnie PTS, i dalej PS. Istotne różnice odnotowano również w stawie biodrowym, gdzie największy moment siły powstał, przy wszystkich 3 obciążeniach, podczas przysiadu trójboju siłowego. Trenerzy i sportowcy powinni zdawać sobie sprawę z tych biomechanicznych różnic między wariantami przysiadów i wybierać zgodnie z profilem kinematycznym i kinetycznym te, które najlepiej pasują do celów treningowych.

1.3.5.3. Aktywność mięśni wraz z kinetyką lub kinematyką przysiadu

W dostępnej literaturze część prac oceniających przysiady dotyczyła równoczesnej rejestracji aktywności mięśni i kinetyki lub kinematyki ruchu (ćwiczącego i przyboru).

W badaniach Ebbena i Jensena [2002] określono średnie zintegrowane zapisy elektromiograficzne (IEMG) dla grup mięśni *quadriceps* i *hamstring*, a także średnie i szczytowe wartości pionowej siły reakcji podłoża, dla 3 warunków przysiadu z tyłu. Uwzględniono następujące warunki wykonania ćwiczenia:

- przysiad ze sztangą (gryf wraz z krążkami),
- przysiad ze sztangą oraz łańcuchami zawieszonymi na każdym jej końcu, w celu zastąpienia około 10% obciążenia,
- przysiad ze sztangą plus elastyczne opaski, zapewniające opór odpowiadający obciążeniu około 10%.

Analiza kowariancji powtarzanych pomiarów nie wykazała istotnych różnic w IEMG i GRF podczas fazy ekscentrycznej (*descent*) lub koncentrycznej (*ascent*), dla któregośkolwiek z 3. warunków przysiadu. Natomiast analizy poszczególnych parametrów dowiodły, że średnie wartości GRF i IEMG dla grupy mięśni *hamstring*, dla wszystkich 3 ćwiczeń,

były istotnie większe w fazie koncentrycznej, w porównaniu z ekscentryczną. Zdaniem Ebbena i Jensena, uzyskane wyniki podają w wątpliwość przydatność wykonywania kombinowanych przysiadów ze sztangą, połączoną łańcuchami lub elastycznym oporem.

Celem badań Tillaara i wsp. [2014] było porównanie aktywności mięśni i sposobu wykonania 6 przysiadów obunóż z wolną sztangą o obciążeniu 6RM. Kinematykę sztangi i aktywność EMG mięśni: *vastus medialis*, *rectus femoris*, *biceps femoris* i *erector spinae* mierzono w ruchu w dół (faza *descend*) i w górę (faza *ascend*), w każdym z sześciu powtórzeń. Początek i koniec każdego powtórzenia został określony przy użyciu liniowego czujnika połączonego ze sztangą. Całkowity czas przysiadu wzrósł, ale dopiero od drugiego powtórzenia. Ponadto, szczytowa i średnia prędkość w ruchu do góry zmniejszała się od czwartego przez kolejne powtórzenia. W przypadku ruchu w dół jedynie pierwsze powtórzenie wykazało istotnie dłuższy czas podnoszenia i mniejszą prędkość szczytową, w porównaniu z pozostałymi pięcioma powtórzeniami. Aktywność EMG większości mięśni była istotnie mniejsza w pierwszych dwóch powtórzeniach, w porównaniu z pozostałymi. W ostatnich czterech powtórzeniach aktywność mięśni była podobna. Aby uniknąć podczas treningu zmęczenia (zmniejszonej prędkość sztangi) przy jednoczesnym zapewnieniu maksymalnej aktywności EMG, autorzy artykułu zalecają wykonanie tylko 3 do 4 z sześciu powtórzeń z obciążeniem 6RM, ponieważ podobna aktywność mięśni była obserwowana po czwartym powtórzeniu.

Aspe i Swinton [2014] porównali elektromiograficznie i kinetycznie przysiad z tyłu z przysiadem rwaniowym (ang. *overhead squat*), przy trzech względnych obciążeniach (60, 75 i 90% 3RM). Przysiady wykonywano, stojąc na platformie siły, z równoczesną rejestracją aktywności EMG mięśni: *deltoid anterior* (DA), *rectus abdominis* (RA), *abdominal external oblique* (AEO), *erector spinae* (ES), *gluteus maximus*, *vastus lateralis*, *biceps femoris* i *lateral gastrocnemius*. Przysiad rwaniowy przejawiał znacznie większą aktywność w odniesieniu do przednich mięśni tułowia (RA i AEO) w fazie ekscentrycznej (*descend*). Jednak różnice były stosunkowo nieduże (około 2 ÷ 7%). W przeciwieństwie do tego przysiad z tyłu wykazywał znacznie większą aktywność w tylnej części tułowia (ES) i wszystkich mięśniach dolnej części ciała w fazie koncentrycznej (*ascend*). Porównania parametrów kinetycznych wykazały, że znacznie większa siła szczytowa została rozwinięta podczas przysiadu z tyłu, w porównaniu z przysiadem rwaniowym. Wyniki badania nie potwierdziły, przyjętej przez autorów hipotezy, że przysiad rwaniowy zapewnia znacznie większe bodźce do rozwoju mięśni tułowia w porównaniu z przysiadem z tyłu.

Celem badania Yavuz i wsp. [2015] było porównanie aktywności mięśniowej oraz kinematyki stawu kolanowego i biodrowego podczas przysiadu z przodu i z tyłu, wykonanego z maksymalnym obciążeniem. Zbierano dwuwymiarowe dane kinematyczne (techniką wideo) i mierzono elektromiograficzną aktywność mięśni: *vastus lateralis*, *vastus medialis*, *rectus femoris*, *semitendinosus*, *biceps femoris*, *gluteus maximus* i *erector spinae*. Do porównania dwóch technik przysiadania, zastosowano test-t prób sparowanych. Wyniki pokazały, że elektromiograficzna aktywność mięśnia *vastus medialis* okazała się większa w przysiadzie z przodu niż w przysiadzie z tyłu w fazie *ascent* i całym ruchu przysiadania, podczas gdy dla mięśnia *semitendinosus* aktywność EMG w tej fazie była większa w przysiadzie z tyłu. W porównaniu z przysiadem z przodu przysiad z tyłu charakteryzował się istotnie większym pochyleniem tułowia, a tym samym znacznie mniejszym kątem w stawie biodrowym w najniższym dolnym położeniu. Nie stwierdzono żadnych różnic w kinematyce stawu kolanowego podczas całego ruchu. W podsumowaniu autorzy artykułu stwierdzili: „...uzyskane wyniki mogą sugerować, że przysiad z przodu może być bardziej preferowany, niż przysiad z tyłu, do rozwijania prostowników stawu kolanowego i w zapobieganiu możliwym uszkodzeniom kręgosłupa lędźwiowego podczas maksymalnego obciążenia” (Yavuz i wsp. [2015]).

W późniejszej nieco pracy Yavuz i Erdag [2017] poszukiwali możliwe zmiany kinematyczne i aktywności mięśni podczas przysiadu z tyłu z rosnącym obciążeniem. Każdy badany wykonał przysiad z obciążeniem 80, 90 i 100% wcześniej ustalonego 1RM. Ponownie, jak we wcześniejszych badaniach [Yavuz i wsp., 2015], użyto techniki wideo i mierzono aktywność EMG tych samych mięśni. Uzyskane dane rozpatrywano z wykorzystaniem analizy wariancji wielokrotnej. Całkowita aktywność mięśni zwiększała się wraz z obciążeniem, ale istotne wzrosty stwierdzono tylko w przypadku mięśni *vastus medialis* i *gluteus maximus* przy obciążeniu 90 i 100% 1RM, w porównaniu do 80%. Nie stwierdzono natomiast istotnej różnicy aktywności między obciążeniem 90% a 100%, w przypadku jakiegokolwiek z badanych mięśni. Schemat (wzorzec) ruchu stawu biodrowego zmienił się, wraz ze wzrostem pochylenia do przodu, podczas maksymalnego obciążenia. Nie stwierdzono istotnych różnic we wzorcu ruchu stawu kolanowego podczas całego przysiadu, wraz ze wzrostem obciążenia. Zdaniem autorów artykułu, wyniki mogą sugerować, że maksymalne obciążenie w trakcie przysiadów może nie być konieczne, gdy skupiamy się na rozwoju prostowników stawu kolanowego, a jedynie zwiększać ryzyko uszkodzenia odcinka lędźwiowego kręgosłupa.

1.3.5.4. Kompleks metod do opisu i oceny pełnej struktury przysiadu

Najbardziej wartościowe wydają się prace przedstawiające pełną strukturę ruchu, obejmujące zarówno aktywność mięśni (strukturę wewnętrzną), jak i kinetykę oraz kinematykę (strukturę zewnętrzną) przysiadu. Do tego potrzebny jest jednak kompleks metod badawczych.

Gullet i wsp., [2009] porównali sposób wykonania przysiadu z tyłu i z przodu, stosując tę samą względną intensywność, stanowiącą 75% 1RM, dla każdego z ćwiczeń. Aby ocenić siłę netto i moment obrotowy, oddziaływujące na staw kolanowy, a także aktywność mięśni w tym stawie, przyporządkowano dane z zapisu wideo, platformy siły i EMG. Przysiad z tyłu spowodował znaczne zwiększenie oddziaływania sił na prostowanie stawu kolanowego i większe momenty tych sił niż przysiad z przodu. Siły ścinające były niewielkich rozmiarów, zwrócone ku tyłowi, i nie różniły się istotnie między 2. odmianami przysiadu. Uzyskane wyniki wykazały również, że przysiady ze sztangą z tyłu umożliwiały podnoszenie większych ciężarów, pomimo podobnej aktywności mięśniowej, zmierzonej dla mięśnia *quadriceps* i *hamstring* podczas obu ćwiczeń. Ponadto, aktywność mięśnia *erector spinae*, powszechnie wykorzystywanego do oceny napięcia dolnej części pleców, była także podobna w obu badanych przysiadach, mimo znacznych różnic w położeniu sztangi i wielkości obciążenia. Było to potwierdzeniem wcześniejszych wyników uzyskanych przez Russella i Phillips'a [1989]. Chociaż pozycja sztangi nie wpłynęła na wartość aktywności badanych mięśni podczas obu ćwiczeń, to ich zaangażowanie w trakcie fazy *ascent* było istotnie większe niż w fazie *descent*.

Celem badania McBride'a i wsp. [2010] było ustalenie, czy istnieją różnice w parametrach kinetycznych i aktywności mięśni, w porównaniu przysiadu z tyłu z przysiadem na skrzyni. Przysiadając na skrzyni, usuwa się komponent cyklu rozciąganie-skracanie, który występuje w przysiadzie z tyłu. Interesujący wydawał się zatem możliwy wpływ pierwszego ćwiczenia na wykonanie jego fazy koncentrycznej (*ascent*). Ośmiu wyszkolonych w treningu oporowym trójboistów, z umocowanymi na ciele elektrodami, przebywając na platformie siły, przysiadło ze sztangą, do której przymocowano 2 liniowe przetworniki położenia. Te same bezwzględne obciążenia (60, 70 i 80% 1RM) zostały wykorzystane do wykonania obu ćwiczeń. Analiza parametrów kinetycznych wykazała podobne wartości szczytowe siły i mocy, dla wszystkich obciążeń. Porównania danych EMG ujawniły również dużą zgodność dla uśrednionych wartości, uzyskanych z mięśni uda (*vastus lateralis*, *vastus medialis*, *biceps femoris*) i tylnych tułowia (*longissimus* – najdłuższy). Autorzy doszli do wniosku, że oba ćwiczenia wywoływały podobny bodziec, mimo że przysiad na skrzyni nie jest tak

skuteczny w wykorzystaniu cyklu rozciąganie-skrócenie. Zatem prawdopodobne jest, że wykorzystanie tego samego absolutnego obciążenia w każdym ćwiczeniu wpłynęło na uzyskanie podobnej odpowiedzi kinetycznej i elektromiograficznej.

Celem działań Israetela i wsp. [2010] było porównanie zmiennych kinetycznych i kinematycznych oraz charakterystyk EMG mięśnia *vastus lateralis*, między przysiadami z tyłu, wykonywanymi z elastycznymi opaskami i bez. Podobnie jak we wspomnianych już badaniach Ebbena i Jensena [2002], umocowane na końcu gryfu taśmy zapewniały opór, odpowiadający ciężarowi krążków w próbie bez opasek. Ćwiczący rekreacyjnie wykonywali przysiady, stojąc na platformie siły, a przemieszczenia sztangi mierzono za pomocą dwóch potencjometrów. Uśrednione wykresy siła-czas, prędkość-czas, moc-czas i EMG-czas zostały wygenerowane i następnie poddane analizie statystycznej, pod kątem średnich wartości różnic w 2. warunkach wykonania przysiadu (z elastycznymi opaskami i bez), podczas fazy ekscentrycznej (*descent*) i koncentrycznej (*ascent*). Badanie to pokazało, że przysiady z elastycznymi opaskami i bez wyrównane do pracy całkowitej¹², istotnie zmieniają wykresy siły, prędkości, mocy i EMG w funkcji czasu związane z ruchami.

W szczególności taśmy wydają się zwiększać siłę, moc i aktywność badanego mięśnia *vastus lateralis* podczas początkowej części fazy ekscentrycznej i końcowej części fazy koncentrycznej.

DeForest i wsp. [2014] badali aktywność mięśniową, pionowe przemieszczenie i siły reakcji podłoża przysiadu z tyłu (PT), przysiadu w pozycji wykroczo-zakroczonej (PWZ) i przysiadu w pozycji wykroczo-zakroczonej ze stopą kończyny zakroczonej ułożoną na podwyższeniu (PWZP). Dane EMG zebrano z mięśni: *gluteus maximus*, *biceps femoris*, *semitendinosus*, *rectus femoris*, *vastus lateralis*, *vastus medialis*, *tibialis anterior* i *medial gastrocnemius*; lewej kończyny (niedominującej). W przypadku jednostronnych przysiadów była to kończyna przednia. Obciążenie dla przysiadu z tyłu wynosiło 85% 1RM, a dla dwóch pozostałych ćwiczeń było to 50% obciążenia w przysiadzie z tyłu. Aktywność bioelektryczna mięśni była podobna pomiędzy ćwiczeniami. Wyjątkiem był tylko *biceps femoris*, dla którego aktywność, zarówno w fazie koncentrycznej, jak i ekscentrycznej, była istotnie większa podczas przysiadu w pozycji wykroczo-zakroczonej ze stopą na podwyższeniu, niż gdy znajdowała się na podłożu. Przemieszczenie pionowe, co może być pewnym zaskoczeniem, było podobne we wszystkich ćwiczeniach. Natomiast wartość szczytowa siły pionowej była podobna między PT i PWZP i znacznie większa podczas PWZP

¹² Całkowitą pracę (siła × przemieszczenie) obliczono dla 2 warunków (z elastycznymi opaskami i bez), aby zapewnić, że każdy warunek był niejednoznaczny.

niż PWZ. Nasuwa się jednak wątpliwość, wszak przysiad z tyłu wykonano z obciążeniem 85% 1RM, podczas gdy jednostronne przysiady (PWZ i PWZP) przeprowadzono przy obciążeniu wynoszącym jedynie połowę stosowanego w przysiadzie z tyłu.

Luera i wsp. [2014] określali liniowe zależności między amplitudą aktywności elektromiograficznej a siłą, w teście koncentrycznej i ekscentrycznej części przysiadu, dla jedno (*vastus lateralis*) i dwustawowych (*rectus femoris* i *biceps femoris*) mięśni uda. Dla określenia tej zależności wykorzystano regresję liniową, a w celu oceny różnic między mięśniami użyto analizy wariancji wielokrotnych pomiarów. Zastosowano nowatorskie urządzenie do testowania siły (ang. *Exerbotics Squat*), wraz z EMG wybranych mięśni i elektrogoniometrem, umocowanym w stawie kolanowym. Pomiarów maksymalnych uśrednionych wartości siły osób badanych dokonywano skokowo w przedziale od 10 do 90% ich maksymalnej uśrednionej siły, z 10% przyrostem. Stwierdzono umiarkowane, do wysokich współczynniki determinacji dla mięśnia *vastus lateralis*, zarówno w teście koncentrycznej, jak i ekscentrycznej części przysiadu. W przypadku mięśnia *biceps femoris* średni liniowy współczynnik nachylenia był istotnie większy w teście koncentrycznym, w porównaniu z ekscentrycznym. Chociaż amplituda EMG dla mięśni *vastus lateralis* i *rectus femoris* rosła wraz ze zmianami siły w teście ekscentrycznym, aktywność elektryczna mięśnia *biceps femoris* pozostawała stabilna. Uzyskane wyniki wykazały, że zależności amplitudy EMG vs siły dla mięśnia *vastus lateralis* były liniowe, choć rozwijanie siły podczas przysiadu związane jest z aktywnością mięśni, które muszą jednocześnie działać, jako agoniści i antagoniści.

Niewątpliwie najpełniej struktura ruchu przysiadu została przedstawiona w pracy Robertsona i wsp. [2008]. Jej celem było określenie funkcji mięśni: *gluteus maximus*, *biceps femoris*, *semitendinosus*, *rectus femoris*, *vastus lateralis*, *soleus*, *gastrocnemius* i *tibialis anterior*, w odniesieniu do stawów, które otaczają, podczas wykonywania pełnych przysiadów z tyłu. Funkcje mięśni ustalono na podstawie kinematyki stawów, odwrotnej dynamiki (platforma siły), elektromiografii i zmian długości mięśni. Analiza wykazała, że podstawowym napędem (głównymi siłownikami) podczas fazy *ascent* były jednostawowe mięśnie *gluteus maximus* i *vastus lateralis* oraz w mniejszym stopniu *soleus* (płaszczkowaty). Mięśnie dwustawowe funkcjonowały głównie, jako stabilizatory (ang. *stabilizers*) stawu skokowego, kolanowego i biodrowego, działając ekscentrycznie w celu kontroli fazy *descent* lub przenosząc energię między segmentami podczas fazy *ascent*. Podczas fazy *ascent*, największą moc wytwarzał moment siły prostowników stawu biodrowego, następnie zginaczy podeszwowych stawu skokowego (stopy), a najmniejszy

prostowników stawu kolanowego. Na początku fazy *ascent*, „wybuchów” mocy dostarczały prostowniki stawu kolanowego i biodrowego wraz ze zginaczami podeszwowymi stopy; w trakcie drugiej połowy tej fazy, podczas drugiego wybuchu, mocy dodawały zwłaszcza prostowniki stawu biodrowego.

Badania przysiadu, obejmujące zarówno jego strukturę wewnętrzną (profile aktywności mięśni), jak i zewnętrzną (kinetykę i kinematykę) przeprowadzono jedynie przy obciążeniu 80% 1RM. Jeszcze ważniejsze wydaje się jednak określenie zmian struktury przysiadu w zależności od rozmiaru obciążenia, leżące w moich zainteresowaniach badawczych.

2. PROBLEM I CEL BADAWCZY

Przysiad ze sztangą to jedno z najczęściej stosowanych w treningu ćwiczeń. Z uwagi na liczne podobieństwa biomechaniczne i nerwowo-mięśniowe do szeregu czynności ruchowych, jest podstawowym środkiem treningowym, wykorzystywanym w wielu dyscyplinach sportu [Escamilla, 2001; Senter i Hame, 2006]. Ze względu na możliwość wykorzystania w ćwiczeniach funkcjonalnych i sporcie, opracowano liczne jego warianty i zastosowano je w procesie kształtowania siły i kondycji oraz w fizykoterapii [Contreras i wsp. 2016]. Celem przysiadu ze sztangą jest kształtowanie siły i mięśni okalających stawy kolanowe, biodrowe, a także dolnej części pleców, co jest niezbędne do wykonania podstawowych umiejętności, wymaganych w wielu dyscyplinach sportowych i codziennych zajęciach [Gullett i wsp., 2009]. Biorąc pod uwagę, że większość czynności życia codziennego wymaga takiego jednoczesnego, skoordynowanego oddziaływania wielu grup mięśniowych, przysiad jest uważany również za jedno z najlepszych ćwiczeń dla poprawy jakości życia, właśnie ze względu na zdolność rekrutacji wielu grup mięśni w jednej czynności ruchowej [Fry i wsp., 2003].

W pełnym przysiadzie z tyłu ćwiczący przyjmując pozycję wyjściową, ustawia pięty na szerokość barków, a palce jego stóp zwrócone są do przodu lub lekko na zewnątrz, o nie więcej niż 10 stopni [Myer i wsp., 2014]. Czynność przysiadania rozpoczyna on z pozycji pionowej, ze stawami kolanowymi i biodrowymi całkowicie wyprostowanymi. Przysiadając, ćwiczący jednocześnie zgina stawy biodrowe, kolanowe i skokowe. Po osiągnięciu pełnej głębokości przysiadu natychmiast podnosi się z powrotem do pozycji pionowej. Przez cały ruch przysiadania, kręgosłup w odcinku lędźwiowym jest utrzymywany w neutralnym położeniu, a tułów pozostaje jak najbardziej wyprostowany [McGill i Norman, 1985]. Stopy ćwiczącego powinny być stabilnie i mocno osadzone na podłożu, i pozostawać z nim w kontakcie na całej swej długości, podczas całego ruchu przysiadania. Przy pełnej głębokości przysiadu, uda wyraźnie przechodzą ułożenie równoległe do podłoża, stawy biodrowe i kolanowe są bardzo zgięte, piszczele ustawione prawie pionowo, a stopy znajdują się całkowicie na podłożu.

W przysiadzie, jako ćwiczeniu angażującym wiele stawów, prostowniki stawu kolanowego (np. *rectus femoris*, *vastus lateralis* i *vastus medialis*) i biodrowego (np. *gluteus maximus*, *biceps femoris* i *semitendinosus*), uważane są za główne czynniki napędowe (ang. *prime movers*), podczas gdy inne mięśnie działają w charakterze drugorzędnych, choć są nie mniej ważne [Caterisano i wsp., 2002; Schoenfeld, 2010; Marchetti i wsp., 2016]. Zaangażowanie poszczególnych mięśni jest istotne w planowaniu treningu,

który powinien skutecznie wykorzystywać, przede wszystkim, te najważniejsze z nich, dzięki czemu nie będzie marnowany czas i wysiłek na ćwiczenia nieprzynoszące pożądanych korzyści. Chcąc uzyskać maksymalne korzyści z ćwiczenia, bardzo ważne jest m.in., aby ruch wykonać z odpowiednią techniką, a także dobrze zaplanowanym obciążeniem i właściwą liczbą serii oraz powtórzeń. Wiadomo, że liczba powtórzeń zmniejsza się, gdy zwiększane jest obciążenie [Hoeger i wsp., 1987; Shimano i wsp., 2006]. Choć zaleca się, aby technika ruchu pozostawała taka sama, gdy intensywność wzrasta [Myer i wsp., 2014], to z powszechnej obserwacji wielu trenerów wiadomo, że jeśli obciążenie osiągnie określoną granicę, zawodnicy mogą zmienić strukturę ruchu wykonywanego ćwiczenia. Te zmiany intensywności i liczby powtórzeń mogą pomóc ćwiczącym w pokonywaniu większych obciążeń. Zwykle dzieje się to podczas podnoszenia maksymalnego ciężaru (1RM) albo obejmuje ostatnie powtórzenie w seriach z maksymalną liczbą powtórzeń. Niezależnie od tego, jak zdecydują trener lub zawodnik, który aspekt siły jest odpowiedni dla danej dyscypliny sportu, najpierw należy rozwijać maksymalną siłę, ponieważ działa, jako podstawa, wspierająca specjalne szkolenie w innych sferach poprawiających kondycję zawodnika [Tan, 1999].

Najczęściej używanym określeniem do tych biomechanicznych „manipulacji” (działań) jest, nie najlepiej kojarzący się, termin „oszustwo” (ang. „*cheating*”) [Yavuz i Erdag, 2017]. To tzw. oszukiwanie może powodować zmiany kinematyki konkretnego ćwiczenia. Zawodnicy niewykazujący prawidłowej mechaniki, mogą wykorzystywać strategie kompensowania ruchu, mogące utrudniać osiągnięcie dobrych wyników i zwiększać ryzyko urazów związanych z daną czynnością sportową [Clark i Lucett, 2013; Myer i wsp., 2014; Lloyd i wsp. 2014]. W takim przypadku właściwa technika może być o wiele ważniejsza niż obciążenie, nie tylko w celu zapobiegania urazom, ale także w zakresie właściwej aktywności mięśni. Chociaż przysiad ze sztangą jest ćwiczeniem w zamkniętym łańcuchu kinetycznym, zawodnicy mogą zmienić jego strukturę ruchu oraz amplitudę aktywności mięśni podczas maksymalnego obciążenia.

Istnieje wiele prac analizujących różne zmienne (parametry) biomechaniczne podczas przysiadu, w zakresie progresji obciążenia i instrukcji dotyczących techniki [Flanagan i Salem, 2007; Lorenzetti i wsp., 2012; Biscarini i wsp., 2013; Hartmann i wsp., 2013], aby zapewnić zawodnikom i ich trenerom informacje pomocne w prowadzeniu treningu. Jednak wpływ maksymalnego obciążenia na kinetyczne wzorce został w dużej mierze niezbadany. Powierzchniowe EMG było szeroko stosowane w różnych badaniach do oceny aktywności mięśni w przysiadzie i wykazano m.in. jej wzrost przy zwiększaniu wielkości

obciążenia [McCaw i Melrose, 1999; Boyden i wsp., 2000; Paoli i wsp., 2009; Aspe i Swinton, 2014]. Bryanton i wsp. [2012] przeprowadzili analizę biomechaniczną i zbadali względny wysiłek mięśni podczas przysiadu przy zwiększaniu ciężaru sztangi od 50 do 90% 1RM. Nie zastosowali jednak EMG w celu określenia aktywności mięśni, a co ważniejsze nie dokonali pomiarów przy maksymalnym obciążeniu, a to wydaje się szczególnie ważne, wraz ze zmianami w kinetyce i kinematyce ruchu. Dopiero Yavuz i Erdag [2017] przeprowadzili takie pomiary, brak w nich jednak charakterystyk dynamicznych (kinetyki). Dlatego chciałbym określić najważniejsze zmiany kinematyczne, kinetyczne i profile (wzorce) ruchu oraz amplitudy aktywności głównych mięśni, zwiększając obciążenie, w pełnym przysiadzie z tyłu, z dużego przez submaksymalne po maksymalne.

Uwzględniając dotychczasową wiedzę, zauważając przy tym pewne niedostatki, **celem pracy jest poznanie struktury pełnego przysiadu z tyłu (ze sztangą na barkach) w zależności od wielkości obciążenia.** Realizację tak sformułowanego celu pracy sprowadzono do poszukiwania odpowiedzi na poniższe pytania:

1. Czy występują różnice w wartościach napięć elektrycznych mięśni w fazie *descent* i *ascent* przysiadu wraz ze wzrostem obciążenia?
2. Czy występują różnice w wartościach wybranych parametrów kinetycznych i kinematycznych ćwiczącego i sztangi w zależności od wielkości obciążenia?
3. Jaki jest związek między kinetyką i kinematyką zawodnika oraz sztangi a aktywnością bioelektryczną mięśni w przysiadzie z tyłu?

3. MATERIAŁ I METODY

3.1. PRZEDMIOT BADAŃ

3.1.1. Charakterystyka badanych

W badaniach uczestniczyło 11 zdrowych, rekreacyjnie uprawiających ćwiczenia siłowe mężczyzn, którzy najmniej przez rok regularnie wykonywali przysiady ze sztangą na barkach (z tyłu). Krótką charakterystykę antropometryczną badanych przedstawiono w tabeli 3.1.

Tabela 3.1. Charakterystyka grupy badanych osób

Lp.	Inicjały badanego	Masa ciała (kg)	Wysokość ciała (cm)	Wiek (lata)	Staż treningowy (lata)	Masa sztangi (kg)			
						70%	80%	90%	100%
1.	B.J.	74	178	23	1,5	70	80	90	100
2.	K.T.	94	178	24	7	160	180	200	210
3.	K.P.	84	173	21	6	135	150	165	180
4.	M.A.	82	180	43	14	110	115	130	140
5.	N.R.	90	183	27	3	80	90	100	110
6.	P.P.	84	176	23	2	90	100	110	120
7.	S.T.	74	170	26	3	80	90	100	110
8.	W.D.	80	175	21	4	90	100	110	120
9.	W.M.	84	173	22	5	130	145	160	170
10.	Z.B.	88	176	24	10	135	150	165	180
11.	Z.P.	78	172	26	3	70	80	90	100
<i>Mean</i>		82,9	175,8	26,4	5,3	104,5	116,4	129,1	140,0
<i>± SD</i>		6,3	3,8	9,1	3,8	31,0	34,2	37,5	38,5

Badani zostali poinformowani o protokole badań i wynikających z niego ewentualnych zagrożeniach dla zdrowia. Mogli zrezygnować z uczestnictwa w badaniach na dowolnym etapie ich trwania i wyrazili zgodę na uczestnictwo. Protokół badań został zaakceptowany przez Komisję Etyki Badań Naukowych przy Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach.

3.1.2. Protokół badań

Badania przeprowadzono w laboratorium Zakładu Biomechaniki Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach. Odbyły się w dwóch sesjach: rozgrzewkowej i głównej. Sesja rozgrzewkowa obejmowała etap ogólny i specjalny. Ogólny etap obejmował 5 minut pracy na cykloergometrze nożnym (częstość skurczów serca ok. 130 uderzeń/min) i wykonanie kilku ćwiczeń rozciągających oraz siłowych bez obciążenia, angażujących górną i dolną część ciała. Na etapie rozgrzewki specjalnej wykonano trzy serie przysiadu z tyłu, z obciążeniem pozwalającym na wykonanie odpowiednio 8, 6 i 4 powtórzeń, dochodząc do ciężaru w przybliżeniu stanowiącego

50% przewidywanego 1RM. Przed sesją główną ustalono z osobami badanymi ich przewidywany, w dniu badań, ciężar maksymalny.

W głównej (pomiarowej) sesji, uczestnicy wykonywali kolejne serie, ale już pojedynczych powtórzeń przysiadu ze sztangą o rosnącym obciążeniu (70, 80, 90 i 100% przewidywanego 1RM), do momentu ustalenia jednego maksymalnego powtórzenia. Gdy uczestnik osiągnął przewidywany 1RM, obciążenie wzrosło, za jego zgodą, w kolejnej próbie, aż nie mógł prawidłowo wykonać przysiadu. Te z zarejestrowanych prób, które stanowiły około 70, 80, 90 i 100% 1RM, wybrano do analizy (tab. 3.1). Jeżeli poprzednie obciążenia nie obejmowały tych wartości, uczestnik badań mógł wykonać przysiad z brakującym ciężarem, po wykonaniu próby maksymalnej. W sumie każdy z badanych wykonał w sesji głównej od sześciu do dziewięciu prób. Pomiędzy każdą próbą następowała pięciominutowa przerwa regeneracyjna.

Protokół obejmował pełny przysiad z „wolną” sztangą na barkach, wykonany zgodnie z przepisami Międzynarodowej Federacji Trójboju Siłowego (ang. *International Powerlifting Federation* – IPF). Przystępując do każdej próby przysiadu, ćwiczący samodzielnie zdejmował sztangę ze stojaków i wykonywał z nią krok do tyłu. Dwie osoby, z dużym doświadczeniem w dziedzinie ćwiczeń siłowych, zabezpieczały (asekurowały) ćwiczącego przed ewentualną nieudaną próbą¹³. Na słowne polecenie, ale w odpowiednim dla siebie momencie, ćwiczący schodzili ze sztangą w dół (faza *descent*), do najgłębszego położenia, a dalej, bez zatrzymywania, szybko wstawali (faza *ascent*) do całkowitego wyprostowania w pozycji końcowej. W pozycji początkowej i końcowej przysiadu stopy były rozstawione na szerokość barków, a palce zwrócone do przodu lekko na zewnątrz (podczas całej próby stopy spoczywały na podłożu), kolana były w pełni wyprostowane, co określono, jako kąt w stawie kolanowym 0°. Nie kontrolowano szybkości wykonania przysiadów.

3.2. METODY POMIAROWE I OPRACOWANIE MATERIAŁU

Do rejestracji parametrów ruchu i aktywności elektrycznej mięśni osób badanych oraz toru podnoszonej sztangi, podczas wykonywania przysiadów z tyłu, użyto systemu kompleksowej analizy ruchu BTS SMART-E, wraz z platformą siły i zestawem do analizy EMG. W synchronizacji i sterowaniu tych urządzeń korzystano z jednostki centralnej, co pozwoliło na jednoczesne zbieranie wszystkich danych.

¹³ Czasami osoby te pomagały w zdejmowaniu sztangi ze stojaków, ale podnoszący nie był przez nich wspomagany podczas wykonywania samego przysiadu.

3.2.1. Optoelektroniczny system pomiarowy BTS SMART-E

BTS SMART-E (BTS Bioengineering, Włochy) jest systemem, opartym o technologię pasywnych markerów, odbijających emitowane promieniowanie podczerwone. Korzystając z 6 kamer cyfrowych, rejestrowano z częstotliwością 120 Hz, promieniowanie z 16 markerów umocowanych w wybranych punktach, symetrycznie po obu stronach ciała i sztangi. Markery umiejscowiono na:

- guzach piętowych i piątych kościach śródstopia,
- kostkach bocznych kości strzałkowych,
- nadkłykciach bocznych kości udowych,
- krętarzach większych,
- wyrostkach barkowych,
- na końcach gryfu i na środku sztangi.

Oprogramowanie systemu SMART umożliwiło rejestrację ruchu (Smart Capture), modelowanie przestrzenne przysiadów (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 (skokowych, kolanowych i biodrowych) i bezwzględnego kąta pochylenia tułowia, a także charakterystyki toru sztangi.

Oprogramowanie systemu SMART dostarczało w pierwszej kolejności współrzędnych punktów w 3D. W ilościowej analizie przysiadów wykorzystano jedynie koordynaty w płaszczyźnie strzałkowej. Na tej podstawie wyliczono pionową prędkość (v_y) sztangi, która stanowiła kryterium podziału przysiadu na fazy. Wyróżniono następujące fazy:

- *descent* – za początek ruchu przyjęto chwilę zmiany v_y , o wartość co najmniej 0,01 m/s i utrzymanie trendu ruchu, koniec fazy stanowił moment osiągnięcia prędkości zerowej ($v_y = 0$) lub ostatni punkt o ujemnym zwrocie,
- *ascent* – rozpoczynała się z chwilą uzyskania przez sztangę zerowej wartości v_y i trwała przez kolejne jej wzrosty i spadki, do momentu ponownego osiągnięcia przez środek ciężkości sztangi prędkości zerowej lub do chwili, gdy ostatni pomiar punktu posiadał zwrot dodatni.

Wszystkie dane kinematyczne, uzyskane systemem SMART, zostały znormalizowane w czasie, a następnie uśrednione dla całej grupy badanych, przy 4 różnych obciążeniach (70, 80, 90 i 100% 1RM).

3.2.2. Elektromiografia

Przed badaniami, na skórze ćwiczących osób, wykonano kilka czynności technicznych. Z okolic miejsca mocowania elektrod usunięto włosy i zrogowaciałą część naskórka, przetarto je alkoholem, a następnie, aby zmniejszyć impedancję pomiędzy elektrodami a skórą, pokryto pastą elektrolityczną. Bioelektryczną aktywność mięśni rejestrowano przy użyciu jednorazowych elektrod powierzchniowych. Pary elektrod umiejscowiono 2 cm od siebie, wzdłuż włókien mięśni, w okolicach tzw. punktów aktywacji motorycznej. Wszystkie elektrody mocowano przyklepcami, na mięśniach po dwu stronach ciała (homologicznych), zgodnie z europejskimi zaleceniami do elektromiografii powierzchniowej (ang. *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle* – SENIAM) [Hermens i wsp., 1999]. Badaniom poddano następujące mięśnie: piszczelowy przedni (*tibialis anterior* – TA), przyśrodkowa głowa brzuchatego łydki (*gastrocnemius caput mediale* – G_{med}), prosty uda (*rectus femoris* – RF), głowa długa dwugłowego uda (*biceps femoris caput longum* – BF), pośladkowy wielki (*gluteus maximus* – G_{max}) i lędźwiowy odcinek prostownika grzbietu (*erector spinae pars lumborum* – ES), w warunkach dynamicznych (przysiadu z tyłu) i w trzysekundowym teście wysiłku statycznego. Położenie elektrod, dla określonego mięśnia, przedstawiono w tabeli 3.2 [Gullett i wsp., 2009].

Tabela 3.2. Usytuowanie elektrod w odniesieniu do badanego mięśnia, opisany przez Gulletta i wsp. [2009]

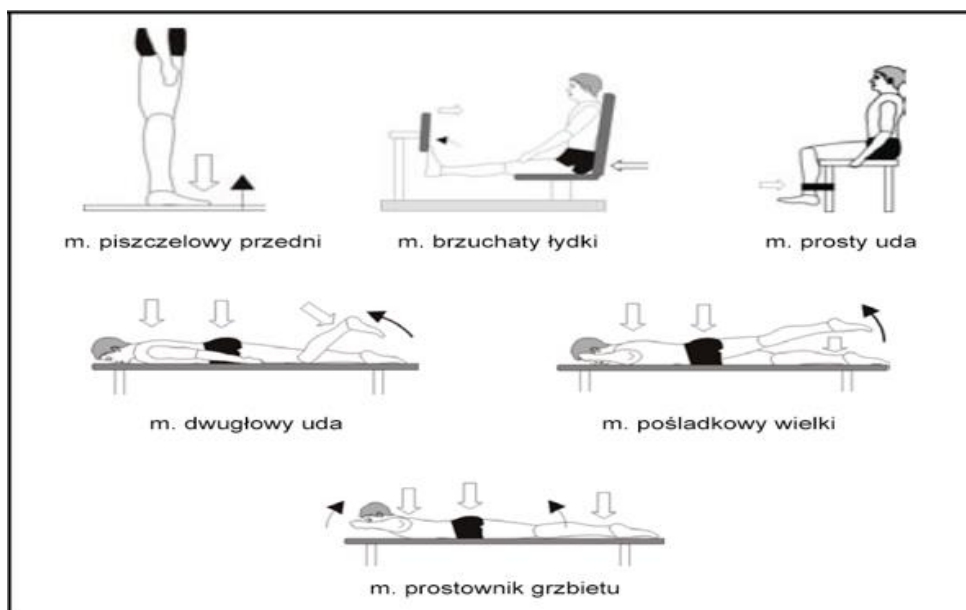
Mięsień	Położenie elektrod
Piszczelowy przedni (<i>tibialis anterior</i>)	Okolo 2 cm w poprzek na zewnątrz od brzegu przedniego kości piszczelowej, pośrodku brzuśca
Brzuchaty łydki (<i>gastrocnemius</i>)	Okolo 2 cm w poprzek do wewnątrz od linii środkowej kolana, pośrodku brzuśca
Prosty uda (<i>rectus femoris</i>)	Okolo połowy odległości między przednim górnym kolcem biodrowym a rzepką kolana, po przedniej stronie uda
Dwugłowy uda (<i>biceps femoris</i>)	Okolo połowy długości pomiędzy guzkiem kulszowym a kłykiem bocznym kości udowej, po tylnej stronie uda
Pośladkowy wielki (<i>gluteus maximus</i>)	W połowie drogi między kością krzyżową a krętarzem większym. To położenie odpowiada największej wypukłości pośrodku pośladków, znacznie powyżej widocznego wybrzuszenia krętarza większego
Prostownik grzbietu (<i>erector spinae</i>)	Okolo trzech centymetrów w bok od wyrostka kolczystego trzeciego kręgu lędźwiowego

Elektroda referencyjna została przymocowana do prawego obojczyka. Wszystkie elektrody pozostawały w tym samym miejscu do chwili zakończenia ostatniej próby. Czystość sygnałów (brak artefaktów) kontrolowano wizualnie, on-line na ekranie komputera.

Do badania sygnałów elektromiograficznych wykorzystano bezprzewodowy moduł Pocket EMG (Noraxon, USA), o częstotliwości próbkowania 1 kHz. Uzyskane sygnały analogowe zamieniono na cyfrowe, z rozdzielczością próbkowania 16 bitów. Po przeprowadzeniu każdej próby sygnały przesyłano do komputera za pośrednictwem sieci Wi-Fi. Po zebraniu wszystkich, zapisanych na twardym dysku danych, przystąpiono do analizy, korzystając z oprogramowania Smart Analyser.

Surowe sygnały EMG przefiltrowano (filtr pasmowo-przepustowym Butterwortha 10-250 Hz), zgodnie z wytycznymi proponowanymi przez producenta. Następnie, nadal korzystając z oprogramowania komputerowego, wyprostowano je i stworzono ich obwiednię z użyciem wartości skutecznej – średniokwadratowej (ang. *Root Mean Squares* - RSM), z 100 ms ruchomym oknem czasowym. Powstała w ten sposób liniowa obwiednia sygnałów EMG (ang. *linear envelope EMG signals*) [Winter, 1990; Robertson i wsp., 2008]. Średnią wartość obliczono z RMS EMG w miliwoltach, oddzielnie dla fazy opadania (*descent*) i wznoszenia (*ascent*) każdego przysiadu. Dokonano tego dla każdego przysiadu, w każdym z 4 warunków testowych, tj. z obciążeniem 70, 80, 90 i 100% 1RM.

Przed badaniem przysiadów, aby porównać aktywność mięśni wszystkich uczestników w warunkach testowych, wykonano próby niezbędne do znormalizowania poszczególnych mięśni. W tym celu dokonano pomiaru maksymalnego dowolnego skurczu (ang. *Maximum Voluntary Contraction* – MVC) mięśni w warunkach statyki. Pozycje MVC dla kolejnych mięśni (ryc. 3.1.) zostały wybrane na podstawie propozycji Konrada [2006]. Na ręczny opór, jaki stawiał eksperymentator, uczestnik testu odpowiadał maksymalnym 3-sekundowym skurczem każdego mięśnia. Najwyższe wartości amplitud EMG w przedziale 100 milisekund, uzyskane w tym teście, złożyły się na maksimum EMG mięśnia w warunkach statyki. Ta szczytowa aktywność EMG została przyjęta, jako 100% aktywności mięśnia, i do niej odnoszono zmieniające się w czasie wartości RMS EMG (mV), uzyskane w próbach dynamicznych. Normalizacja została wykonana dla każdego mięśnia oddzielnie.



Ryc. 3.1. Pozycje osoby badanej stosowane podczas testu, 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.

W każdym z 4 warunków testowych liniowe obwiednie sygnałów EMG każdego mięśnia zostały znormalizowane w czasie i do maksymalnych wartości (pików) poszczególnych mięśni. Dalej, wszystkie znormalizowane charakterystyki zostały uśrednione. W ten sposób, dla każdego mięśnia i warunku testowego, uzyskano średnią całej grupy (ang. *grand ensemble average*; [Yang i Winter, 1984]).

3.2.3. Dynamografia

Rejestrowano pionową składową siły reakcji podłoża za pomocą piezoelektrycznej platformy siły Kistler 9182C (0,4 m × 0,6 m, 240 Hz), korzystając z oprogramowania Bioware v.1.0 (Kistler Instruments, Winterthur, Szwajcaria). Przed każdym badaniem, platforma była wzorcowana zgodnie z zaleceniami producenta. Na uzyskanych zapisach $R(t)$, po przeprowadzeniu normalizacji w czasie i względem ciężaru układu ćwiczący-sztanga, określono: jeden charakterystyczny punkt (pik) w fazie *descent* oraz dwa piki w fazie *ascent*. Następnie, dla każdego z 4 warunków testowych, wszystkie znormalizowane charakterystyki zostały uśrednione, podobnie jak w przypadku EMG.

Wykorzystanie kompleksowego systemu pomiarowego pozwoliło dokonać oceny wykonania przysiadu z tyłu, poprzez całościową rejestrację „obrazu” techniki ruchu, obejmującą zarówno jego strukturę zewnętrzną (kinetyczną i kinematyczną), jak i wewnętrzną.

3.2.4. Metody statystyczne

Do charakterystyki osób badanych użyto statystyk opisowych, wyliczając wartości średnie i ich odchylenia standardowe. Test normalności Kołmogorowa Smirnowa wykazał, że rozkład danych, uzyskanych zarówno z modułu Pocket EMG, platformy siły, jak i systemu optoelektronicznego, nie był normalny. Ze względu na duże bezwzględne wartości skośności i kurtozy tych danych, dla całego zestawu obserwacji – wszystkich interpretowanych w pracy parametrów (zmiennych) – w celu określenia istotności różnic, zastosowano nieparametryczny test kolejności par Wilcoxon dla prób powiązanych. Istotność różnic została przyjęta na poziomie $p \leq 0,05$. Kształtowanie się powiązań między analizowanymi zmiennymi stwierdzono, używając współczynnika korelacji rang Spearmana [Maksimowicz-Ajchel, 2007]. Analizę wszystkich danych statystycznych przeprowadzono z wykorzystaniem oprogramowania STATISTICA 13.3 oraz arkusza kalkulacyjnego Excel programu Microsoft Office 2019 (Microsoft, Poland).

4. WYNIKI

4.1. KINEMATYKA RUCHU

Czasy faz ruchu

Stosunek czasu fazy *descent* do *ascent*, tj. rytm ruchu [Król, 2016] pełnego przysiadu z tyłu, zmieniał się ze wzrostem obciążenia (tab. 4.1). Minimalnie krótsza część przysiadu

Tabela 4.1. Średnie (*Mean*) i ich odchylenia standardowe (*SD*) czasu względnego [%] dwóch faz pełnego przysiadu z tyłu („rytmu ruchu”) ze wzrastającym obciążeniem (70 ÷ 100% 1RM). Liczba badanych $N = 11$

Obciążenie	70% 1RM		80% 1RM		90% 1RM		100% 1RM	
Faza	<i>Mean</i>	\pm <i>SD</i>	<i>Mean</i>	\pm <i>SD</i>	<i>Mean</i>	\pm <i>SD</i>	<i>Mean</i>	\pm <i>SD</i>
<i>Descent</i>	49,2	5,1	49,2	2,7	48,2	5,4	43,8	7,8
<i>Ascent</i>	50,8	5,1	50,8	2,7	51,8	5,4	56,2	7,8

z obciążeniem 70% 1RM przypadła na fazę *descent* i trwała od 0 do 49,2% całego czasu ruchu, w porównaniu z dłuższą nieco fazą *ascent* (od 49,2 do 100%). W przysiadzie z obciążeniem 100% 1RM faza *descent* była już wyraźnie dłuższa (0-56,2%), a faza *ascent* trwała od 56,2% do 100%.

Istotność różnic czasów poszczególnych faz przysiadu z tyłu przedstawiono w tabeli 4.2.

Tabela 4.2. Wyniki nieparametrycznego testu par Wilcozona dla znormalizowanych czasów dwóch faz pełnego przysiadu z tyłu ze wzrastającym obciążeniem (70 ÷ 100% 1RM)

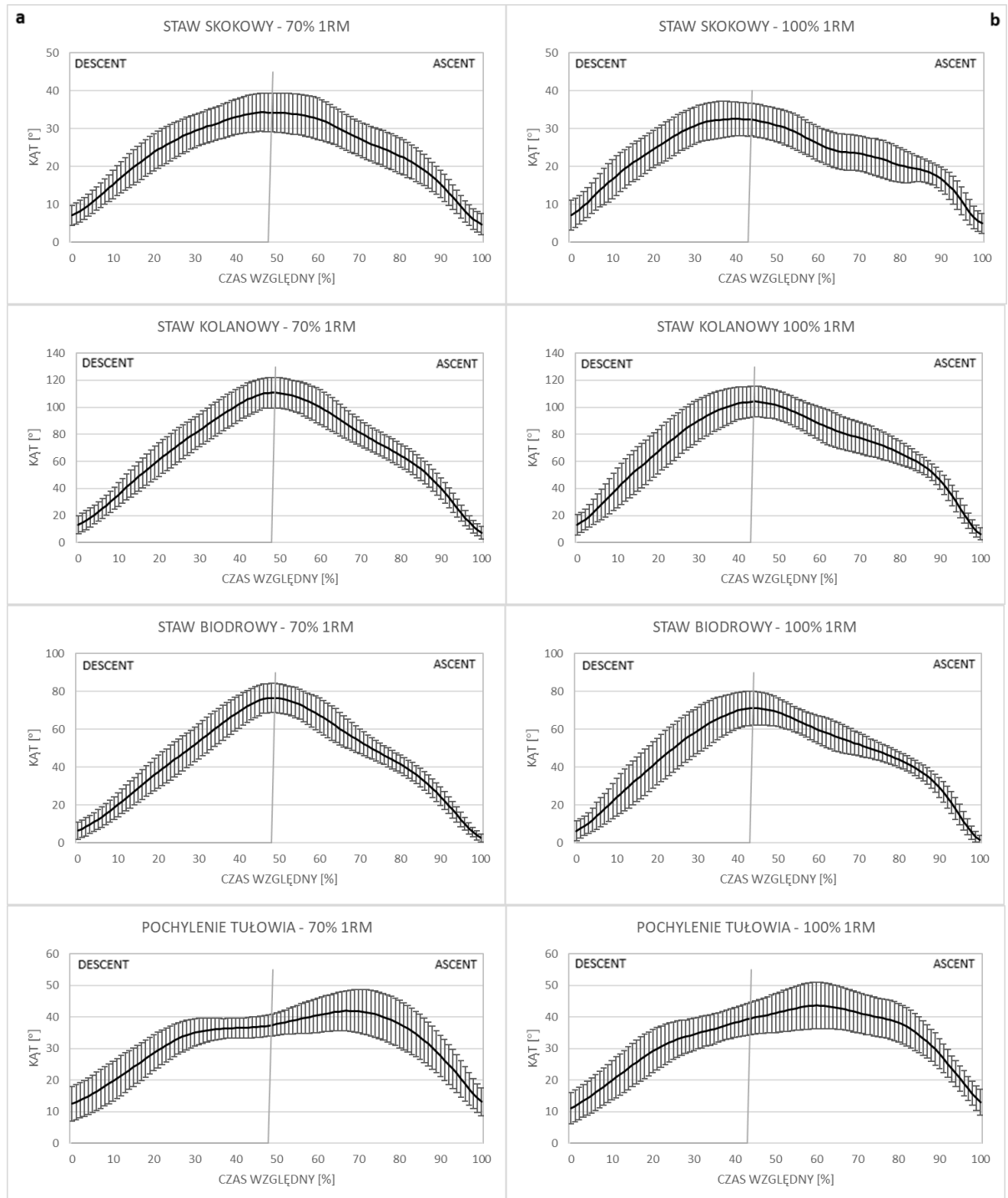
Parametr	Para zmiennych	N ważnych przypadków	<i>T</i>	<i>p</i>
<i>Czas fazy descent</i>	70%; 80%	10	26	0,8785
	70%; 90%	10	21	0,5076
	70%; 100%	10	5	0,0218
	80%; 90%	10	20,5	0,4755
	80%; 100%	10	6	0,0284
	90%; 100%	11	13	0,0754
<i>Czas fazy ascent</i>	70%; 80%	10	26	0,8785
	70%; 90%	10	21	0,5076
	70%; 100%	10	5	0,0218
	80%; 90%	10	20,5	0,4755
	80%; 100%	10	6	0,0284
	90%; 100%	11	13	0,0754

- na czerwono zaznaczono poziom istotności $p \leq 0,05$; *T* – wartość testu Wilcozona dla grupy $N < 25$.

Zestawiając je w zależności od wielkości obciążenia, stwierdzono, że jedynie w czterech przypadkach, tj. w próbie z ciężarem stanowiącym 70% i 80% 1RM, w odniesieniu do próby z 100% 1RM, różnice okazały się statystycznie istotne.

Kąty w stawach i pochylenia tułowia

Zmiany kąta w stawie biodrowym, kolanowym i skokowym („zakresu ruchu”¹⁴) oraz kąta pochylenia tułowia, w zależności od wartości obciążenia (70% vs. 100% 1RM), pokazano na rycinie 4.1. Z uwagi na małe różnice w wartościach kątów, wykresy prób z obciążeniem 80% vs. 90% 1RM, dla większej przejrzystości pracy, pominięto.



Rycina 4.1. Kąty względne w stawach kończyny dolnej i kąt bezwzględny pochylenia tułowia (*Mean ± SD*) podczas pełnego przysiadu z tyłu z obciążeniem: a) 70% 1RM i b) 100% 1RM.

¹⁴ „Zakres ruchu” – tu rozumiany jako zmiana wartości kąta względnego w stawie w określonej fazie ruchu.

Uśrednione ($\pm SD$) zakresy ruchu w stawach kończyny dolnej w obu fazach przysiadu, w zależności od wielkości obciążenia, przedstawiono ponadto w tabeli 4.3 i 4.4. Natomiast zmiany bezwzględnego kąta pochylenia tułowia w ruchu w przód i w tył, podczas przysiadu z tyłu ze wzrastającym obciążeniem, zawarto w tabeli 4.5.

Tabela 4.3. Średnia (*Mean*) i jej odchylenie standardowe (*SD*) „zakresu ruchu” [°] w stawach (biodrowym, kolanowym i skokowym) w fazie *descent* pełnego przysiadu z tyłu ze wzrastającym obciążeniem (70 ÷ 100% 1RM). Liczba badanych $N = 11$

Obciążenie	70% 1RM		80% 1RM		90% 1RM		100% 1RM	
	<i>Mean</i>	$\pm SD$	<i>Mean</i>	$\pm SD$	<i>Mean</i>	$\pm SD$	<i>Mean</i>	$\pm SD$
Staw								
Skokowy	27,2	3,9	26,2	4,9	26,8	4,6	25,4	4,3
Kolanowy	97,4	9,0	94,9	10,6	93,3	8,9	91,2	9,5
Biodrowy	70,0	6,2	69,0	6,0	67,2	5,7	64,7	7,1

Tabela 4.4. Średnia (*Mean*) i jej odchylenie standardowe (*SD*) „zakresu ruchu” w stawach (biodrowym, kolanowym i skokowym) w fazie *ascent* pełnego przysiadu z tyłu ze wzrastającym obciążeniem (70 ÷ 100% 1RM). Liczba badanych $N = 11$

Obciążenie	70% 1RM		80% 1RM		90% 1RM		100% 1RM	
	<i>Mean</i>	$\pm SD$	<i>Mean</i>	$\pm SD$	<i>Mean</i>	$\pm SD$	<i>Mean</i>	$\pm SD$
Staw								
Skokowy	29,5	3,9	28,6	4,9	28,5	4,1	27,6	3,6
Kolanowy	103,4	7,9	101,5	9,3	99,7	8,0	97,7	7,9
Biodrowy	73,8	5,0	73,6	5,0	71,5	5,1	69,2	5,6

Tabela 4.5. Średnia (*Mean*) i jej odchylenie standardowe ($\pm SD$) zmiany bezwzględnego kąta pochylenia tułowia [°] w ruchu w przód i w tył, podczas pełnego przysiadu z tyłu ze wzrastającym obciążeniem (70 ÷ 100% 1RM). Liczba badanych $N = 11$

Obciążenie	70% 1RM		80% 1RM		90% 1RM		100% 1RM	
	<i>Mean</i>	$\pm SD$	<i>Mean</i>	$\pm SD$	<i>Mean</i>	$\pm SD$	<i>Mean</i>	$\pm SD$
Ruch tułowia								
w przód	29,3	6,0	32,6	5,0	31,9	5,4	32,4	6,2
w tył	28,7	5,4	30,3	5,1	32,0	4,9	30,5	5,8

Zginanie trzech stawów kończyny dolnej w fazie *descent* przysiadu następowało jednocześnie. Odwrotnie w fazie *ascent* odbywało się ich jednoczesne prostowanie. Minimalne wartości kąta zgięcia, dla wszystkich trzech stawów, zostały osiągnięte w końcu fazy *descent*. Inaczej było z kątem pochylenia tułowia, który w *descent* ciągle wzrastał, jedynie w końcu tej fazy nastąpiło wyraźne spowolnienie jego narastania. Największe pochylenie tułowia przypadało już na fazę *ascent* i występowało w końcu pierwszej z trzech części tej fazy (ryc. 4.1; wykresy u dołu). Dokładnie było to w chwili, gdy mijało 67% czasu całego przysiadu przy obciążeniu 70 ÷ 90% 1RM oraz 60%, gdy obciążenie wynosiło 100% 1RM. Wraz ze wzrostem obciążenia zakres ruchu w stawach

kończyny dolnej podczas przysiadu (zarówno w fazie *descent*, jak i *ascent*) był coraz mniejszy. Bazując na teście Wilcoxon, nie stwierdzono jednak istotnych różnic w zakresie ruchu w stawach kończyny dolnej, w zależności od wielkości obciążenia (tab. 4.6 i 4.7). Wyjątkiem jest jedynie kąt w stawie biodrowym w próbach z obciążeniem 70% vs 80% i 70% vs 90% 1RM. O braku istotnych różnic we wzorcu ruchu stawu kolanowego podczas całego przysiadu, wraz ze wzrostem obciążenia, informują Yavuz i Erdag [2017]. Nieistotne były również zmiany kąta pochylenia tułowia w ruchu w przód i w tył (tab. 4.8) w zależności od obciążenia.

Tabela 4.6. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxon dla zakresu ruchu stawów kończyny dolnej w fazie *descent* pełnego przysiadu z tyłu ze wzrastającym obciążeniem (70 ÷ 100% 1RM)

Parametr	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	p
Zakres ruchu w stawie skokowym	70%; 80%	11	17,5	0,1682
	70%; 90%	11	29	0,7221
	70%; 100%	11	23,5	0,3983
	80%; 90%	11	23	0,3739
	80%; 100%	11	32	0,9292
	90%; 100%	11	25	0,4769
Zakres ruchu w stawie kolanowym	70%; 80%	11	12	0,0619
	70%; 90%	11	11	0,0505
	70%; 100%	11	20	0,2477
	80%; 90%	10	19,5	0,4148
	80%; 100%	11	26	0,5337
	90%; 100%	11	22,5	0,3505
Zakres ruchu w stawie biodrowym	70%; 80%	11	10	0,0409
	70%; 90%	11	10	0,0409
	70%; 100%	10	12	0,1141
	80%; 90%	10	21,5	0,5408
	80%; 100%	11	30	0,7897
	90%; 100%	11	28	0,6566

Tabela 4.7. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxon dla zakresu ruchu stawów kończyny dolnej w fazie *ascent* pełnego przysiadu z tyłu ze wzrastającym obciążeniem (70 ÷ 100% 1RM)

Parametr	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	p
Zakres ruchu w stawie skokowym	70%; 80%	11	15	0,1095
	70%; 90%	11	27	0,5937
	70%; 100%	11	26	0,5337
	80%; 90%	11	32	0,9292
	80%; 100%	11	30	0,7897
	90%; 100%	11	30	0,7897
Zakres ruchu w stawie kolanowym	70%; 80%	11	11	0,0505
	70%; 90%	11	17	0,1549
	70%; 100%	11	22	0,3281
	80%; 90%	11	25	0,4769
	80%; 100%	11	30	0,7897
	90%; 100%	11	15	0,1095

Zakres ruchu w stawie biodrowym	70%; 80%	11	11	0,0505
	70%; 90%	11	15	0,1095
	70%; 100%	11	25	0,4769
	80%; 90%	11	27	0,5937
	80%; 100%	11	29	0,7221
	90%; 100%	11	16	0,1307

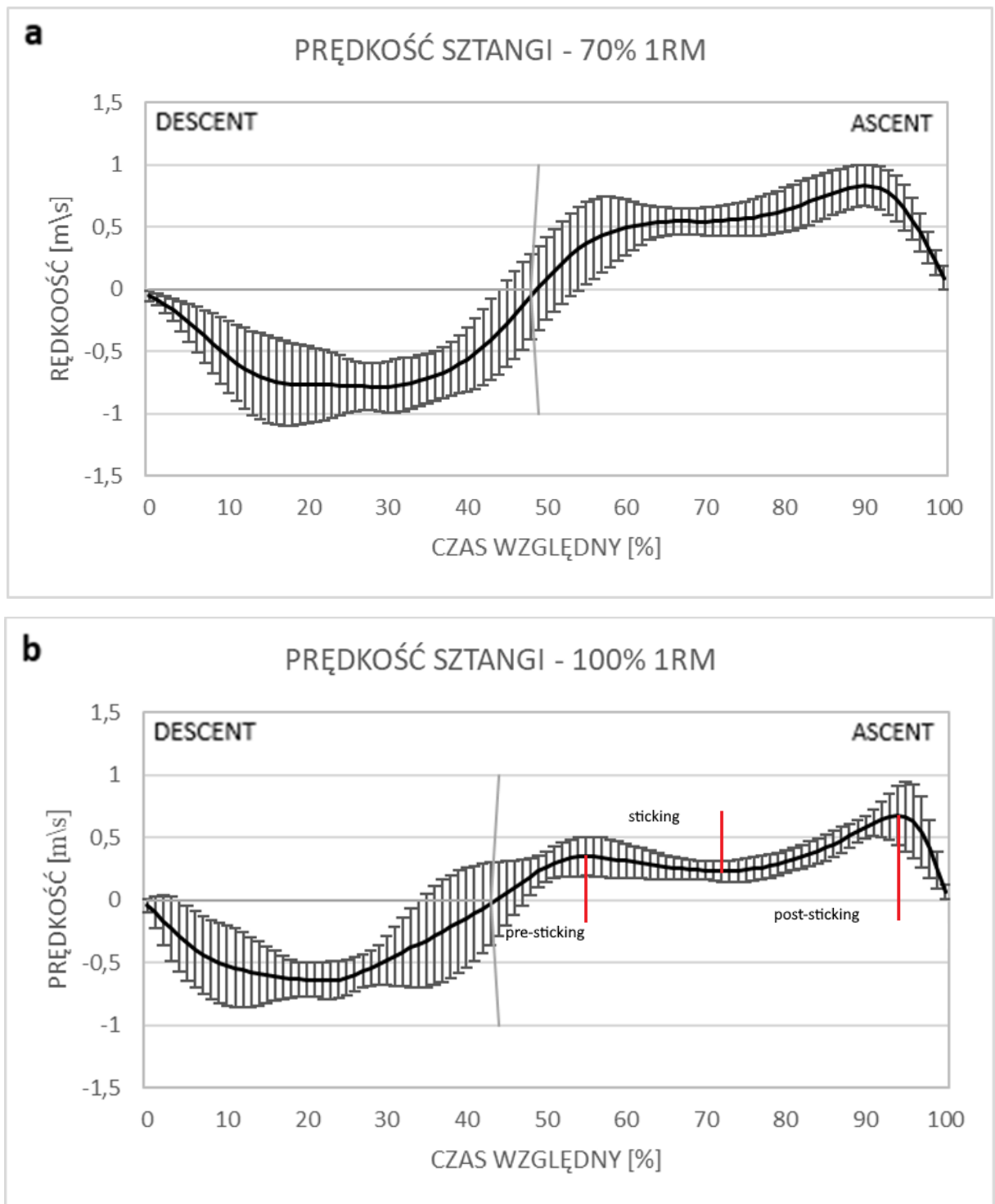
Tabela 4.8. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxon dla zmiany kąta pochylenia tułowia w ruchu przód i w tył, podczas pełnego przysiadu z tyłu ze wzrastającym obciążeniem (70 ÷ 100% 1RM)

Parametr	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	p
Zmiany kąta pochylenia tułowia w ruchu w przód	70%; 80%	11	14	0,0912
	70%; 90%	11	17	0,1549
	70%; 100%	11	16	0,1307
	80%; 90%	11	21,5	0,3066
	80%; 100%	10	25	0,7989
	90%; 100%	11	18	0,1823
Zmiany kąta pochylenia tułowia w ruchu w tył	70%; 80%	11	11	0,0505
	70%; 90%	11	20	0,2477
	70%; 100%	10	12	0,1141
	80%; 90%	11	17	0,1549
	80%; 100%	11	27	0,5937
	90%; 100%	11	26	0,5337

Pionowa prędkość sztangi

Pionowa charakterystyka prędkości sztangi w pełnym przysiadzie z tyłu zmieniała się, co do kształtu, wraz ze wzrostem ciężaru przyboru (ryc. 4.2 i dla większej przejrzystości pracy ryc. D.1 w DODATEK). W próbie z obciążeniem 70% 1RM szczytowa wartość ujemnej prędkości sztangi (w ruchu w dół) przypadła na drugą część fazy *descent*, natomiast przy obciążeniu 100% 1RM była przesunięta nieco bliżej środka tej fazy (ryc. 4.2b). Maksymalna bezwzględna wartość prędkości sztangi w tej fazie ogólnie malała ze wzrostem podnoszonego ciężaru (tab. 4.9).

Na początku fazy *ascent* przysiadu z obciążeniem 100% 1RM można zauważyć, że po krótko trwającym wzroście prędkości, następuje jej spadek (ryc. 4.2b). Jest to obszar krytyczny (ang. *sticking region*) podnoszenia [Madson i McLaughlin, 1984; Elliott i wsp., 1989; van der Tillaar i wsp., 2014], po nim ponownie prędkość wzrasta. Jednak w pojedynczych przypadkach osób badanych oraz w próbach z mniejszym obciążeniem, zdarzało się tylko jedno maksimum, brak było obszaru krytycznego, podobnie jak w próbach z obciążeniem 70% 1RM (ryc. 4.2a).



Rycina 4.2. Pionowa prędkość sztangi ($Mean \pm SD$) podczas pełnego przysiadu z tyłu z obciążeniem: a) 70% 1RM i b) 100% 1RM. Linie pionowe wyznaczają obszary krytyczne (ang. *pre-sticking*, *sticking* i *post-sticking* regions) na krzywej $v(t)$.

Średnia masa podnoszonej sztangi w próbie z obciążeniem 100% 1RM wynosiła $140,0 \pm 38,5$ kg. Jednak tylko u dziesięciu, z jedenastu uczestników badań, wykazano wyraźny *sticking region*. Obszar ten trwał 17% całego czasu przysiadu, a najmniejsza wartość prędkości (v_{min} ; patrz tab.4.9; ryc. 4.2b) wystąpiła średnio po upływie 28% czasu od chwili rozpoczęcia fazy *ascent*. W tej fazie prędkość sztangi najpierw zwiększyła się

do $0,35 \pm 0,16$ m/s (w v_{maks1}), a potem nieznacznie obniżyła o 0,12 m/s, do wartości $0,23 \pm 0,08$ m/s. Następnie znowu gwałtownie wzrosła, maksymalnie do $0,67 \pm 0,24$ m/s (w v_{maks2}).

Tabela 4.9. Średnia (*Mean*) i jej odchylenie standardowe (\pm *SD*) pionowej prędkości sztangi i względnego czasu jej osiągnięcia w fazie *descent* i *ascent* pełnego przysiadu z tyłu ze wzrastającym obciążeniem (70 ÷ 100% 1RM). Liczba badanych $N = 11$

Obciążenie	70% 1RM		80% 1RM		90% 1RM		100% 1RM	
	<i>Mean</i>	\pm <i>SD</i>	<i>Mean</i>	\pm <i>SD</i>	<i>Mean</i>	\pm <i>SD</i>	<i>Mean</i>	\pm <i>SD</i>
v_{maks} [m/s]	- 0,78**	0,20	- 0,72	0,19	- 0,65	0,24	-0,64	0,15
tv_{maks} [%]	29	X	24	X	18	X	23	X
tv_0 [%]	49	X	49	X	48	X	44	X
v_{maks1} [m/s]	X	X	0,55	0,15	0,41	0,21	0,35	0,16
tv_{maks1} [%]	X	X	64	X	61	X	55	X
v_{min1} [m/s]	X	X	0,52	0,15	0,37	0,12	0,23	0,08
tv_{min1} [%]	X	X	75	X	72	X	72	X
v_{maks2} [m/s]	0,83	0,17	0,75	0,21	0,66	0,20	0,67	0,24
tv_{maks2} [%]	90	X	91	X	92	X	94	X

gdzie:

v_{maks} – maksymalna prędkość w fazie *descent*,

tv_{maks} – czas osiągnięcia maksymalnej prędkości w fazie *descent* w % całego czasu ruchu,

tv_0 – czas osiągnięcia prędkości zerowej, przy przejściu z fazy *descent* do *ascent*,

v_{maks1} – pierwsza maksymalna prędkość w fazie *ascent*,

tv_{maks1} – czas osiągnięcia pierwszej maksymalnej prędkości w fazie *ascent* w % całego czasu ruchu,

v_{min1} – minimalna prędkość w fazie *ascent*,

tv_{min1} – czas osiągnięcia minimalnej prędkości w fazie *ascent* w % całego czasu ruchu,

v_{maks2} – druga maksymalna prędkość w fazie *ascent*,

tv_{maks2} – czas osiągnięcia drugiej maksymalnej prędkości w fazie *ascent* w % całego czasu ruchu,

X – oznacza, że parametr nie występuje,

** - znak minus oznacza ruch sztangi w dół.

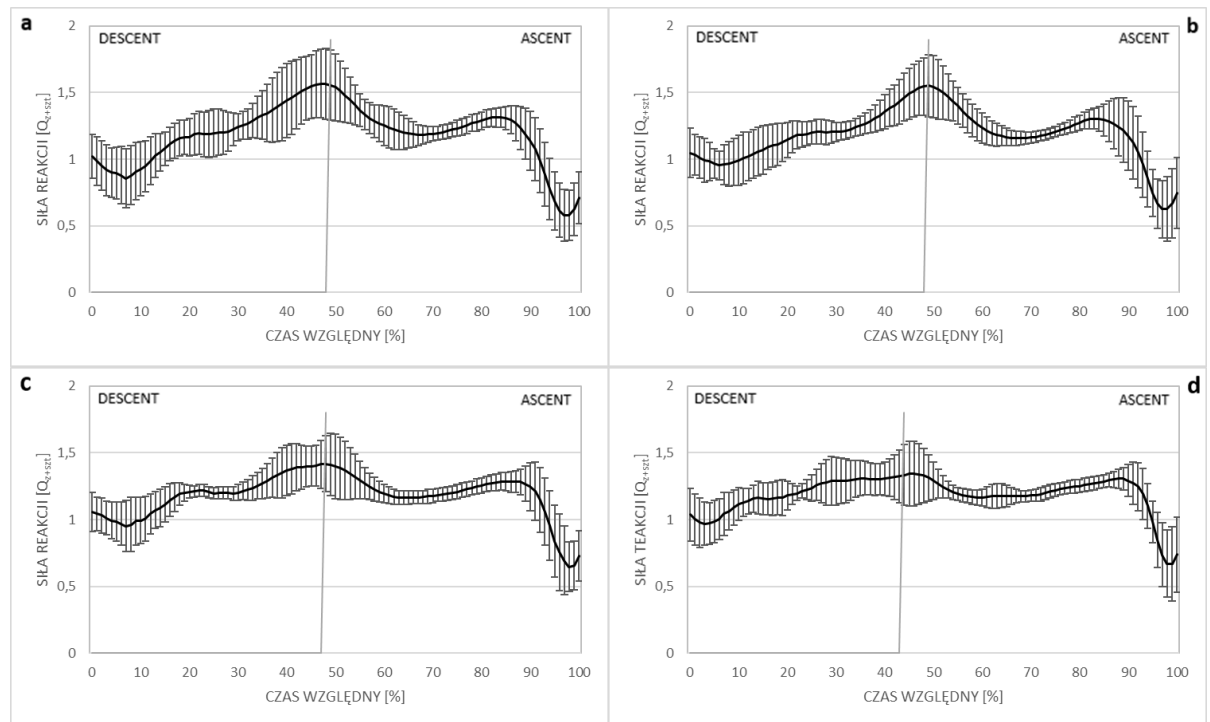
Jak należało oczekiwać, wraz ze wzrostem obciążenia poszczególne parametry charakterystyki prędkości sztangi uzyskiwały coraz mniejsze wartości (tab. 4.9). Istotności różnic tych wybranych parametrów krzywej $v(t)$, określone testem kolejności par Wilcoxon, zawarto w tabeli 4.10. Na szczególną uwagę zasługują maksymalna (v_{maks1}) i minimalna (v_{min1}) prędkość sztangi na początku fazy *ascent*, których wartości najbardziej spadają ze wzrostem obciążenia, co okazało się statystycznie istotne. Pozostałe parametry (v_{maks} i v_{maks2}), mimo zauważonego trendu zmian, tylko sporadycznie taką istotność wykazują.

Tabela 4.10. Wyniki nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxona dla pionowej prędkości sztangi i czasu jej osiągania w fazie *descent* i *ascent* pełnego przysiadu z tyłu ze wzrastającym obciążeniem (70 ÷ 100% 1RM). Wyjaśnienie symboli jak w tabeli 4.9

Parametr	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	p
<i>v_{maks}</i>	70%; 80%	11	2	0,0058
	70%; 90%	10	2	0,0093
	70%; 100%	11	4	0,0099
	80%; 90%	11	12	0,0619
	80%; 100%	11	14	0,0912
	90%; 100%	11	25	0,4769
<i>t_{v_{maks}}</i>	70%; 80%	11	26	0,5337
	70%; 90%	10	18,5	0,3590
	70%; 100%	11	6	0,0164
	80%; 90%	10	12	0,1141
	80%; 100%	11	8,5	0,0294
	90%; 100%	11	17	0,1549
<i>v_{maks1}</i>	70%; 80%	8	0	0,0117
	70%; 90%	8	0	0,0117
	70%; 100%	8	0	0,0117
	80%; 90%	9	2	0,0151
	80%; 100%	9	1	0,0109
	90%; 100%	9	5	0,0382
<i>t_{v_{maks1}}</i>	70%; 80%	8	12,5	0,4412
	70%; 90%	8	14,5	0,6241
	70%; 100%	8	7	0,1235
	80%; 90%	7	8,5	0,3525
	80%; 100%	9	5	0,0382
	90%; 100%	8	0	0,0117
<i>v_{min1}</i>	70%; 80%	8	10	0,2626
	70%; 90%	8	0	0,0117
	70%; 100%	8	0	0,0117
	80%; 90%	9	2	0,0152
	80%; 100%	9	0	0,0077
	90%; 100%	9	3	0,0209
<i>t_{v_{min1}}</i>	70%; 80%	8	8	0,1614
	70%; 90%	8	14,5	0,6241
	70%; 100%	8	8,5	0,1834
	80%; 90%	7	6	0,1763
	80%; 100%	7	3	0,0630
	90%; 100%	8	7,5	0,1415
<i>v_{maks2}</i>	70%; 80%	11	18	0,1823
	70%; 90%	11	9	0,0329
	70%; 100%	10	5	0,0218
	80%; 90%	11	12	0,0619
	80%; 100%	11	5	0,0128
	90%; 100%	11	15	0,1055
<i>t_{v_{maks2}}</i>	70%; 80%	9	20,5	0,8127
	70%; 90%	10	2	0,0093
	70%; 100%	11	8,5	0,0294
	80%; 90%	9	0	0,0077
	80%; 100%	10	9,5	0,0665
	90%; 100%	10	20,5	0,4755

4.2. CHARAKTERYSTYKI SIŁ REAKCJI PODŁOŻA I ICH PARAMETRY

Uśrednione, czasowo i co do wartości sił, znormalizowane dynamogramy przysiadu z tyłu, w zależności od wielkości obciążenia, przedstawiono na rycinie 4.3.



Rycina 4.3. Znormalizowana, względem ciężaru zawodnika i sztangi [Q_{Z+SZT}], pionowa składowa siły reakcji podłoża przysiadu z tyłu z obciążeniem: a) 70% 1RM, b) 80% 1RM, c) 90% 1RM, d) 100%.

W fazie *descent* przysiadu charakterystyczne jest jedno minimum, a w fazie *ascent* występują dwie maksymalne wartości siły reakcji, z których pierwsza pojawia się tuż po zwrocie ruchu z dołu w górę, a druga pod koniec tej fazy. Wartości sił, wyrażone w procentach sumy ciężaru zawodnika i sztangi [Q_{Z+SZT}], w tych charakterystycznych chwilach ruchu zawarto w tabeli 4.11.

Tabela 4.11. Średnie (*Mean*) i ich odchylenia standardowe (*SD*) znormalizowanych parametrów pionowej siły reakcji podłoża w charakterystycznych chwilach, w zależności od wielkości obciążenia. Liczba badanych $N = 11$

Obciążenie [% 1RM]								
Parametr	70		80		90		100	
	<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
Faza descent								
$R_{min} [Q_{z+szt}]$	0,86	0,22	0,95	0,11	0,95	0,19	0,97	0,16
$t_{Rmin} [\%]$	7	2,1	6	2,6	7	1,3	3	2,1
Faza ascent								
$R_{maks1} [Q_{z+szt}]$	1,57	0,26	1,55	0,23	1,42	0,21	1,34	0,24
$t_{Rmaks1} [\%]$	47	6,1	49	3,6	48	5,5	46	8,4
$R_{min1} [Q_{z+szt}]$	1,18	0,08	1,16	0,05	1,16	0,05	1,17	0,05
$t_{Rmin1} [\%]$	67	5,2	67	4,4	64	7,4	59	10,0
$R_{maks2} [Q_{z+szt}]$	1,31	0,07	1,31	0,08	1,29	0,08	1,31	0,08
$t_{Rmaks2} [\%]$	84	4,2	83	4,8	87	6,2	89	4,3
$R_{min2} [Q_{z+szt}]$	0,58	0,19	0,62	0,22	0,65	0,18	0,67	0,28
$t_{Rmin2} [\%]$	97	1,2	97	1,9	98	1,3	99	1,6

gdzie:

$R_{min} [Q_{z+szt}]$ – minimalna wartość siły reakcji układu ciężaru zawodnika i sztangi w fazie *descent*,

$t_{Rmin} [\%]$ – czas osiągnięcia minimalnej wartości siły reakcji układu ciężaru zawodnika i sztangi w fazie *descent*, wyrażony w procentach całego czasu przysiadu,

$R_{maks1} [Q_{z+szt}]$ – pierwsza maksymalna wartość siły reakcji układu ciężaru zawodnika i sztangi w fazie *ascent*,

$t_{Rmaks1} [\%]$ – czas osiągnięcia pierwszej maksymalnej wartości siły reakcji układu ciężaru zawodnika i sztangi w fazie *ascent*, wyrażony w procentach całego czasu przysiadu,

$R_{min1} [Q_{z+szt}]$ – pierwsza minimalna wartość siły reakcji układu ciężaru zawodnika i sztangi w fazie *ascent*,

$t_{Rmin1} [\%]$ – czas osiągnięcia pierwszej minimalnej wartości siły reakcji układu ciężaru zawodnika i sztangi w fazie *ascent*, wyrażony w procentach całego czasu przysiadu,

$R_{maks2} [Q_{z+szt}]$ – druga maksymalna wartość siły reakcji układu ciężaru zawodnika plus sztangi w fazie *ascent*,

$t_{Rmaks2} [\%]$ – czas osiągnięcia drugiej maksymalnej wartości siły reakcji układu ciężaru zawodnika i sztangi w fazie *ascent*, wyrażony w procentach całego czasu przysiadu,

$R_{min2} [Q_{z+szt}]$ – druga minimalna wartość siły reakcji układu ciężaru zawodnika i sztangi w fazie *ascent*,

$t_{Rmin2} [\%]$ – czas osiągnięcia drugiej minimalnej wartości siły reakcji układu ciężaru zawodnika i sztangi w fazie *ascent*, wyrażony w procentach całego czasu przysiadu.

Wyraźny trend zmian, wraz ze wzrostem obciążenia, wartości wybranych parametrów znormalizowanych dynamogramów można zauważyć dla R_{min} (wzrost) w fazie *descent* przysiadu oraz R_{maks1} (spadek) i R_{min2} (wzrost) w fazie *ascent*. Jednak istotnie statystycznie okazały się jedynie różnice wartości R_{maks1} ze wzrostem obciążenia od 70% do 100% 1RM (tab. 4.12).

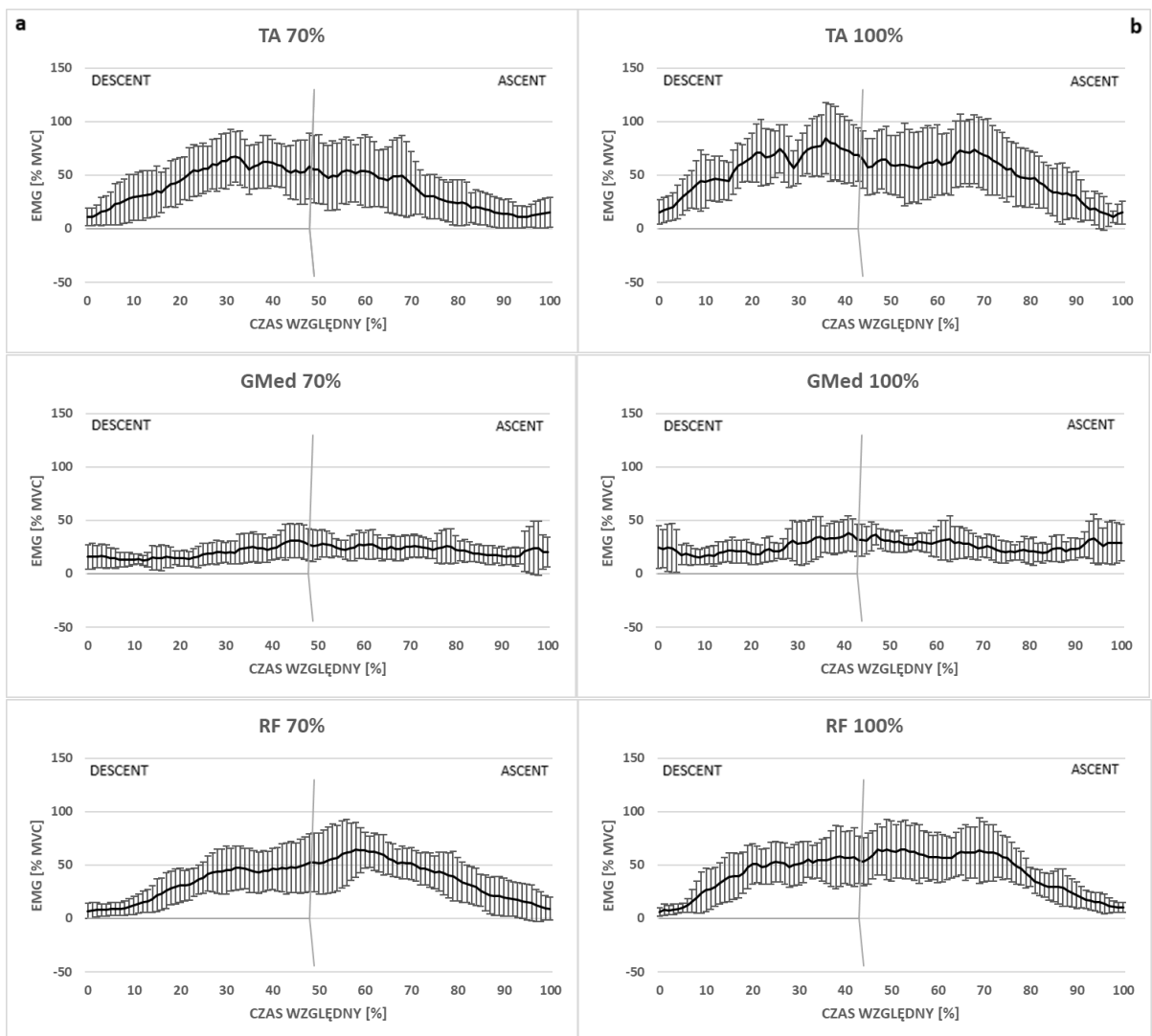
Tabela 4.12. Wyniki nieparametrycznego testu par Wilcoxona dla znormalizowanych parametrów pionowej siły reakcji podłoża w dwóch fazach przysiadu z tyłu z różnym obciążeniem (70, 80, 90 i 100% 1RM). Objasnienia parametrów jak w tabeli 4.11

Parametr	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	p
<i>R_{min}</i> w fazie <i>descent</i>	70%; 80%	9	11	0,1731
	70%; 90%	9	15	0,3743
	70%; 100%	10	15	0,2026
	80%; 90%	10	23	0,6465
	80%; 100%	10	16	0,2411
	90%; 100%	10	6	0,0284
<i>R_{maks1}</i> w fazie <i>ascent</i>	70%; 80%	11	4	0,0099
	70%; 90%	11	1	0,0044
	70%; 100%	11	1	0,0044
	80%; 90%	11	1	0,0044
	80%; 100%	11	1	0,0044
	90%; 100%	11	27	0,5937
<i>R_{min1}</i> w fazie <i>ascent</i>	70%; 80%	11	28	0,6566
	70%; 90%	11	20	0,2477
	70%; 100%	11	17	0,1549
	80%; 90%	11	17	0,1549
	80%; 100%	11	9	0,0329
	90%; 100%	11	20	0,2477
<i>R_{maks2}</i> w fazie <i>ascent</i>	70%; 80%	11	32	0,9292
	70%; 90%	11	30	0,7897
	70%; 100%	11	24	0,4236
	80%; 90%	11	29	0,7221
	80%; 100%	11	28	0,6566
	90%; 100%	11	26	0,5337
<i>R_{min2}</i> w fazie <i>ascent</i>	70%; 80%	11	32	0,9292
	70%; 90%	11	31	0,8589
	70%; 100%	11	26	0,5337
	80%; 90%	11	27	0,5937
	80%; 100%	11	19	0,2132
	90%; 100%	11	20	0,2477

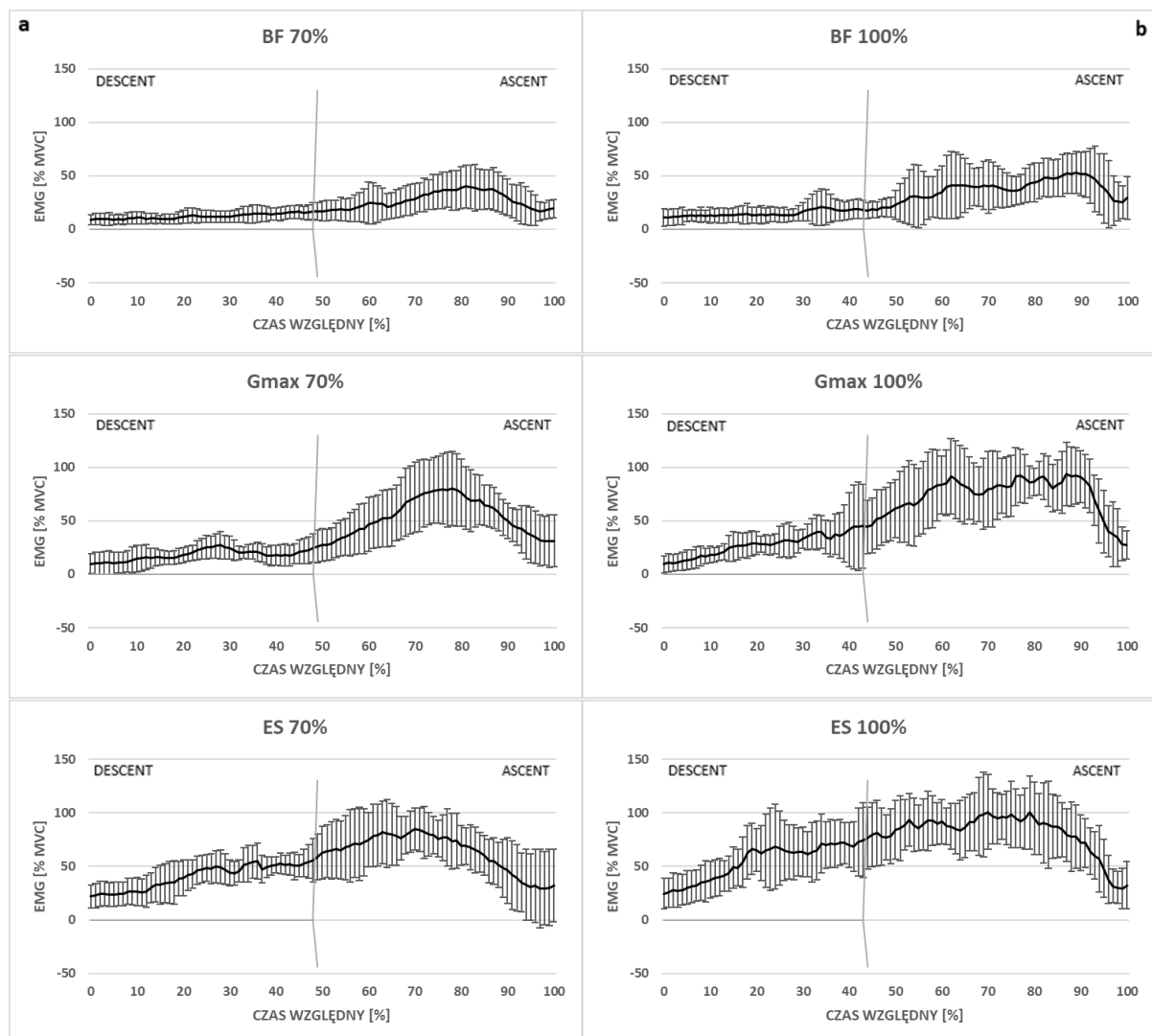
4.3. AKTYWNOŚĆ BIOELEKTRYCZNA BADANYCH MIĘŚNI

Na rycinie 4.4A i 4.4B przedstawiono uśrednione liniowe obwiednie zapisów EMG, znormalizowane w odniesieniu do maksymalnego dowolnego skurczu (MVC – ang. *Maximum Voluntary Contraction*), w przysiadzie z tyłu z obciążeniem 70% i 100% 1RM. Uśrednione charakterystyki czasowe EMG przysiadu z obciążeniem 80% i 90% 1RM zawarto na rycinie D.2, zamieszczonej w DODATKU. Krzywe te pokazują poziomy aktywności każdego mięśnia od chwili rozpoczęcia przysiadu. Ponadto, w tabeli 4.13 zawarto średnie (*Mean*) i ich odchylenia standardowe ($\pm SD$) znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC) w obu fazach przysiadu z tyłu ze wzrastającym obciążeniem.

Fazę *descent* pełnego przysiadu z tyłu cechowała aktywność takich mięśni jak *tibialis anterior* (TA), *rectus femoris* (RF), *gluteus maximus* (G_{max}) i *erector spinae* (ES), podczas gdy faza *ascent* wykazała zwiększony poziom aktywności wszystkich mięśni z wyjątkiem TA, u którego ona spadała. Możemy tu mówić o swego rodzaju współaktywności (ang. *coactivation*) mięśni antagonistycznych stawów kolanowych i biodrowych, gdy podczas prostowania w fazie *ascent* współdziałały takie mięśnie jak *erector spinae*, *gluteus maximus*, *rectus femoris* i *biceps femoris*. Mięsień *gastrocnemius mediale* (G_{med}) cechował się, ogólnie w całym ruchu przysiadania, względnie małą aktywnością w stosunku do swoich maksymalnych możliwości w statyce, co potwierdzają również wyniki Aspe'a i Swintona [2014]. Trudno zatem wykazać współdziałanie mięśni antagonistycznych w stawie skokowym, o którym wspominają Dionisio i wsp. [2008]. Może gdyby badano aktywność głowy bocznej (łac. *caput laterale*) tego mięśnia, takie współdziałanie zostałoby zarejestrowane.



Rycina 4.4A. Znormalizowane profile (liniowe obwiednie) EMG ($Mean \pm SD$) głównych mięśni lewej kończyny dolnej podczas pełnego przysiadu z tyłu z obciążeniem: a) 70% 1RM i b) 100% 1RM.



Rycina 4.4B. Znormalizowane profile (liniowe obwiednie) EMG ($Mean \pm SD$) głównych mięśni lewej kończyny dolnej podczas pełnego przysiadu z tyłu z obciążeniem: a) 70% 1RM i b) 100% 1RM.

Tabela 4.13. Średnie ($Mean$) i ich odchylenia standardowe (SD) znormalizowanej aktywności elektrycznej mięśni (EMG w % MVC – ang. *Maximum Voluntary Contraction* – maksymalny dowolny skurcz) w obu fazach przysiadu z tyłu.

Parametr	Obciążenie [% 1RM]							
	70		80		90		100	
	<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
Faza descent								
Piszczelowy przedni (TA)	42,7	17,0	45,8	14,3	54,2	17,2	54,4	13,2
Brzuchaty łydki (G_{med})	18,5	9,4	19,9	11,7	20,2	11,2	23,0	11,8
Prosty Uda (RF)	34,0	16,5	35,6	14,7	40,0	16,3	43,5	17,3
Dwugłowy uda (BF)	12,0	5,4	14,2	8,7	12,6	5,9	14,2	6,8
Pośladkowy wielki (G_{max})	23,1	23,9	26,3	29,0	26,5	27,2	32,8	33,0

Prostownik grzbietu (ES)	44,6	24,2	51,7	24,4	52,9	28,0	60,1	33,7
Faza ascent								
Piszczelowy przedni (TA)	31,3	17,6	31,0	15,5	36,3	17,9	46,1	19,7
Brzuchaty łydki (G_{med})	24,0	16,2	27,1	17,6	26,3	13,7	27,5	13,9
Prosty uda (RF)	47,5	28,0	39,1	19,6	46,6	23,1	52,8	28,3
Dwugłowy uda (BF)	27,5	12,6	33,2	12,4	34,9	14,1	37,6	15,3
Pośladkowy wielki (G_{max})	66,5	58,0	73,3	63,8	77,7	63,0	86,6	69,5
Prostownik grzbietu (ES)	74,9	6,1	79,1	65,9	88,6	76,1	92,3	62,3

Przedstawiony tu bardzo krótki opis charakterystyk EMG odnosi się do wszystkich warunków testowych (czterech skokowo zwiększanych obciążeń). Dopiero jednak określone testem Wilcoxon, różnice w aktywności bioelektrycznej badanych mięśni pokazują jak wielkość obciążenia, wpłynęła na strukturę wewnętrzną przysiadu z tyłu (tab. 4.14 ÷ 4.19; pozostałe tabele dla lepszej przejrzystości pracy zawarto w DODATKU).

Tabela 4.14. Wyniki nieparametrycznego testu par Wilcoxon dla znormalizowanej aktywności bioelektrycznej głównych mięśni w fazie *descent* przysiadu z tyłu z obciążeniem 70% i 80% 1RM

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	<i>T</i>	<i>p</i>
Piszczelowy przedni (TA)	70%; 80%	10	18,5	0,3590
Brzuchaty łydki (G_{med})	70%; 80%	10	14	0,1688
Prosty uda (RF)	70%; 80%	10	23	0,6465
Dwugłowy uda (BF)	70%; 80%	9	17,5	0,5536
Pośladkowy wielki (G_{max})	70%; 80%	9	6,5	0,0580
Prostownik grzbietu (ES)	70%; 80%	8	1	0,0173

Tabela 4.15. Wyniki nieparametrycznego testu par Wilcoxon dla znormalizowanej aktywności bioelektrycznej głównych mięśni w fazie *ascent* przysiadu z tyłu z obciążeniem 70% i 80% 1RM

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	<i>T</i>	<i>p</i>
Piszczelowy przedni (TA)	70%; 80%	10	22	0,5751
Brzuchaty łydki (G_{med})	70%; 80%	10	10	0,0745
Prosty uda (RF)	70%; 80%	10	8	0,0469
Dwugłowy uda (BF)	70%; 80%	10	4	0,0166
Pośladkowy wielki (G_{max})	70%; 80%	10	12	0,1141
Prostownik grzbietu (ES)	70%; 80%	8	12	0,4008

Tabela 4.16. Wyniki nieparametrycznego testu par Wilcozona dla znormalizowanej aktywności bioelektrycznej głównych mięśni w fazie *descent* przysiadu z tyłu z obciążeniem 70% i 90% 1RM

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	p
Piszczelowy przedni (TA)	70%; 90%	10	5	0,0218
Brzuchaty łydki (G_{med})	70%; 90%	10	12	0,1141
Prosty uda (RF)	70%; 90%	10	12	0,1141
Dwugłowy uda (BF)	70%; 90%	9	14	0,3139
Pośladkowy wielki (G_{max})	70%; 90%	10	10	0,0745
Prostownik grzbietu (ES)	70%; 90%	8	7	0,1235

Tabela 4.17. Wyniki nieparametrycznego testu par Wilcozona dla znormalizowanej aktywności bioelektrycznej głównych mięśni w fazie *ascent* przysiadu z tyłu z obciążeniem 70% i 90% 1RM

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	p
Piszczelowy przedni (TA)	70%; 90%	10	13	0,1394
Brzuchaty łydki (G_{med})	70%; 90%	10	17	0,2845
Prosty uda (RF)	70%; 90%	10	26	0,8785
Dwugłowy uda (BF)	70%; 90%	10	0	0,0051
Pośladkowy wielki (G_{max})	70%; 90%	10	2	0,0093
Prostownik grzbietu (ES)	70%; 90%	8	2	0,0251

Tabela 4.18. Wyniki nieparametrycznego testu par Wilcozona dla znormalizowanej aktywności bioelektrycznej głównych mięśni w fazie *descent* przysiadu z tyłu z obciążeniem 70% i 100% 1RM

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	p
Piszczelowy przedni (TA)	70%;100%	10	5	0,0218
Brzuchaty łydki (G_{med})	70%;100%	10	0	0,0051
Prosty uda (RF)	70%; 100%	10	4	0,0166
Dwugłowy uda (BF)	70%; 100%	10	8	0,0469
Pośladkowy wielki (G_{max})	70%; 100%	10	1	0,0069
Prostownik grzbietu (ES)	70%; 100%	8	0	0,0117

Tabela 4.19. Wyniki nieparametrycznego testu par Wilcozona dla znormalizowanej aktywności bioelektrycznej głównych mięśni w fazie *ascent* przysiadu z tyłu z obciążeniem 70% i 100% 1RM

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	p
Piszczelowy przedni (TA)	70%; 100%	10	6	0,0284
Brzuchaty łydki (G_{med})	70%; 100%	10	10	0,0745
Prosty uda (RF)	70%; 100%	10	8	0,0469
Dwugłowy uda (BF)	70%; 100%	10	0	0,0051
Pośladkowy wielki (G_{max})	70%; 100%	10	0	0,0051
Prostownik grzbietu (ES)	70%; 100%	8	0	0,0117

W przypadku wszystkich mięśni jedynie w próbach ze skrajnym obciążeniem tj. 70% i 100% 1RM, różnice w aktywności EMG okazały się statystycznie istotne (tab. 4.18 i 4.19), z wyjątkiem brzuchatego łydki w fazie *ascent*, który wykazał jednak tendencję statystyczną ($p = 0,074$). Gdy różnica obciążenia w przysiadach była mniejsza,

wartości średnich znormalizowanych aktywności poszczególnych mięśni jedynie sporadycznie istotnie się różniły.

Porównując aktywność poszczególnych mięśni w fazie *descent* i *ascent* przysiadu, ogólnie należy stwierdzić, że średnia jej wartość jest mniejsza w pierwszej z tych faz (tab. 4.13). Wyjątkiem jest jedynie piszczelowy przedni, który w fazie *descent* wykazuje większe wartości niezależnie od wielkości obciążenia. Może to wynikać z funkcji tego mięśnia, który działając koncentrycznie względem stawu skokowego [Robertson i wsp., 2008], rozpoczyna ruch przysiadania i wspomaga zginanie grzbietowe stopy [Dionisio i wsp. 2008].

Pozostaje jeszcze poznanie zależności, jakie występują między strukturą wewnętrzną, tj. aktywnością bioelektryczną poszczególnych mięśni, a wybranymi zmiennymi charakterystyki czasowej (kinetycznej i kinematycznej), tj. zewnętrzną strukturą przysiadu.

4.4. ZWIĄZEK AKTYWNOŚCI MIĘŚNI Z KINETYKĄ I KINEMATYKĄ RUCHU

Czas faz ruchu a aktywność bioelektryczna mięśni

W pełnym przysiadzie z tyłu ze wzrastającym obciążeniem, korelacja między czasem fazy *descent* a średnią aktywnością bioelektryczną badanych mięśni okazała się jedynie sporadycznie wysoka ($R = 0,6 \div 0,8$; tab. 4. 20). W fazie *ascent* w ogóle tak silnego związku korelacyjnego nie stwierdzono.

Tabela 4.20. Związek korelacyjny średniej aktywności bioelektrycznej poszczególnych mięśni z czasem fazy *descent* i *ascent* pełnego przysiadu z tyłu ze wzrastającym obciążeniem.

Mięsień	Piszczelowy przedni (TA)	Brzuchaty łydki (G_{med})	Prosty uda (RF)	Dwugłowy uda (BF)	Pośladkowy wielki (G_{max})	Prostownik grzbietu (ES)
Obciążenie 70% 1RM						
<i>Descent</i>	-0,09	-0,13	-0,29	0,61	0,23	-0,04
<i>Ascent</i>	-0,21	-0,18	0,18	-0,41	-0,12	0,04
Obciążenie 80% 1RM						
<i>Descent</i>	0,20	0,47	-0,62	0,27	0,10	-0,26
<i>Ascent</i>	-0,49	-0,33	0,39	-0,10	-0,12	0,21
Obciążenie 90% 1RM						
<i>Descent</i>	0,50	0,17	-0,20	0,24	0,41	0,07
<i>Ascent</i>	-0,21	-0,16	0,06	-0,30	0,04	-0,05
Obciążenie 100% 1RM						
<i>Descent</i>	-0,53	0,11	-0,69	0,04	0,59	0,16
<i>Ascent</i>	-0,07	0,05	0,28	-0,23	0,17	0,09

- na czerwono zaznaczono wysokie korelacje ($R = 0,6 \div 0,8$).

Zakres ruchu w stawie biodrowym i kolanowym a aktywność mięśni

W stawie biodrowym silne związki korelacyjne zakresu ruchu ze średnią aktywnością badanych mięśni wystąpiły głównie w przysiadzie z maksymalnym obciążeniem (tab. 4.21).

Tabela 4.21. Związek korelacyjny średniej aktywności bioelektrycznej poszczególnych mięśni z zakresem ruchu w stawie biodrowym fazy *descent* i *ascent* pełnego przysiadu z tyłu ze wzrastającym obciążeniem

Mięsień Faza	Piszczelowy przedni (TA)	Brzuchaty łydki (Gmed)	Prosty uda (RF)	Dwugłowy uda (BF)	Pośladkowy wielki (Gmax)	Prostownik grzbietu (ES)
Obciążenie 70% 1-RM						
<i>DESCENT</i>	-0,13	0,37	-0,02	-0,10	-0,44	-0,60
<i>ASCENT</i>	0,31	0,27	0,30	-0,15	-0,09	-0,33
Obciążenie 80% 1-RM						
<i>DESCENT</i>	0,24	0,13	-0,43	0,06	-0,18	-0,60
<i>ASCENT</i>	0,36	0,16	0,18	-0,13	-0,07	-0,57
Obciążenie 90% 1-RM						
<i>DESCENT</i>	-0,12	-0,30	-0,01	-0,13	-0,78	-0,36
<i>ASCENT</i>	-0,07	0,32	0,32	-0,19	-0,44	-0,48
Obciążenie 100% 1-RM						
<i>DESCENT</i>	-0,37	0,13	-0,65	0,20	-0,38	-0,60
<i>ASCENT</i>	0,36	-0,63	0,18	-0,16	-0,49	-0,76

Jedynym mięśniem, dla którego korelacje z zakresem ruchu w stawie biodrowym były wysokie, niemal przy każdym ciężarze podnoszonej sztangi, okazał się prostownik grzbietu. Podobną prawidłowość stwierdzono również (tab. 4.22) w odniesieniu do zakresu ruchu w stawie kolanowym.

Tabela 4.22. Związek korelacyjny średniej aktywności bioelektrycznej poszczególnych mięśni z zakresem ruchu w stawie kolanowym fazy *descent* i *ascent* pełnego przysiadu z tyłu ze wzrastającym obciążeniem

Mięsień Faza	Piszczelowy przedni (TA)	Brzuchaty łydki (Gmed)	Prosty uda (RF)	Dwugłowy uda (BF)	Pośladkowy wielki (Gmax)	Prostownik grzbietu (ES)
Obciążenie 70% 1-RM						
<i>DESCENT</i>	-0,07	0,24	-0,03	0,01	-0,38	-0,76
<i>ASCENT</i>	0,33	0,32	0,37	-0,10	-0,12	-0,48
Obciążenie 80% 1-RM						
<i>DESCENT</i>	0,01	0,05	-0,54	-0,04	-0,27	-0,69
<i>ASCENT</i>	0,28	0,14	0,09	-0,25	-0,05	-0,62
Obciążenie 90% 1-RM						
<i>DESCENT</i>	0,04	-0,20	0,02	-0,14	-0,73	-0,48
<i>ASCENT</i>	-0,15	0,43	0,24	-0,21	-0,47	-0,74
Obciążenie 100% 1-RM						
<i>DESCENT</i>	-0,45	0,48	-0,56	0,01	-0,39	-0,57
<i>ASCENT</i>	0,25	-0,42	0,26	-0,19	-0,31	-0,83

Prędkość sztangi a aktywność mięśni

Związki korelacyjne między średnią prędkością sztangi w fazach *descent* i *ascent* pełnego przysiadu z tyłu ze średnią aktywnością elektryczną poszczególnych mięśni okazały się wysokie jedynie sporadycznie, a dotyczyły pojedynczych mięśni i to przy różnych obciążeniach (tab. 4.23).

Tabela 4.23. Związek korelacyjny aktywności bioelektrycznej poszczególnych mięśni ze średnią pionową prędkością sztangi w fazie *descent* i *ascent* pełnego przysiadu z tyłu ze wzrastającym obciążeniem

Mięsień Faza	Piszczelowy przedni (TA)	Brzuchaty łydki (Gmed)	Prosty uda (RF)	Dwugłowy uda (BF)	Pośladkowy wielki (Gmax)	Prostownik grzbietu (ES)
Obciążenie 70% 1-RM						
<i>DESCENT</i>	0,01	0,03	-0,30	0,52	0,36	0,07
<i>ASCENT</i>	-0,45	0,04	-0,32	-0,27	-0,02	-0,19
Obciążenie 80% 1-RM						
<i>DESCENT</i>	0,16	0,07	-0,41	0,61	0,35	0,19
<i>ASCENT</i>	-0,31	0,64	0,02	-0,71	0,39	-0,48
Obciążenie 90% 1-RM						
<i>DESCENT</i>	0,18	0,19	0,16	0,70	0,84	-0,05
<i>ASCENT</i>	-0,10	0,56	0,08	-0,54	0,07	-0,69
Obciążenie 100% 1-RM						
<i>DESCENT</i>	0,01	0,03	-0,01	-0,38	0,94	0,57
<i>ASCENT</i>	0,09	-0,20	-0,45	-0,70	-0,20	-0,17

Siła reakcji podłoża a aktywność mięśni

W odniesieniu do charakterystycznych parametrów siły reakcji podłoża, najwięcej silnych związków korelacyjnych z aktywnością bioelektryczną stwierdzono w przysiadzie z obciążeniem maksymalnym (tab. 4.24). W 7 przypadkach na 30 możliwych zależność była znacząca (korelacja wysoka; $R = 0,6 \div 0,8$). W przysiadzie z obciążeniem 70 ÷ 90% 1RM znaczący związek korelacyjny występował jedynie sporadycznie.

Tabela 4.24. Związek korelacyjny średniej aktywności bioelektrycznej poszczególnych mięśni z pionową siłą reakcji podłoża w charakterystycznych punktach krzywej $R(t)$ w fazie *descent* i *ascent* przysiadu z tyłu ze wzrastającym obciążeniem

Mięsień	Piszczelowy przedni (TA)	Brzuchaty łydki (Gmed)	Prosty uda (RF)	Dwugłowy uda (BF)	Pośladkowy wielki (Gmax)	Prostownik grzbietu (ES)
Obciążenie 70% 1-RM						
R_{min}	-0,25	0,31	0,49	0,49	0,38	0,48
R_{maks1}	0,02	0,26	-0,13	-0,13	-0,31	-0,26
R_{min1}	-0,43	-0,30	0,59	0,59	0,38	0,29
R_{maks2}	-0,10	0,12	-0,27	-0,27	-0,10	-0,14
R_{min2}	0,35	0,45	0,32	0,32	0,81	0,02
Obciążenie 80% 1-RM						
R_{min}	-0,10	0,45	-0,22	0,80	0,73	-0,17
R_{maks1}	0,42	0,50	-0,01	-0,07	0,10	0,19
R_{min1}	-0,30	-0,13	-0,61	0,62	0,27	0,33
R_{maks2}	-0,31	-0,02	0,12	0,27	-0,28	0,40
R_{min2}	0,21	0,12	-0,24	0,14	0,73	0,14
Obciążenie 90% 1-RM						
R_{min}	0,24	0,57	0,30	0,40	0,84	0,24
R_{maks1}	0,36	0,52	0,10	0,05	-0,07	-0,19
R_{min1}	0,38	-0,31	0,01	0,30	-0,05	0,35
R_{maks2}	0,19	-0,10	0,83	0,16	-0,38	0,24
R_{min2}	-0,71	0,27	-0,33	0,25	0,42	0,57
Obciążenie 100% 1-RM						
R_{min}	0,58	0,45	0,10	0,67	0,75	0,38
R_{maks1}	0,26	0,27	-0,16	0,21	-0,70	-0,38
R_{min1}	-0,26	0,10	0,01	-0,07	0,04	0,31
R_{maks2}	0,08	-0,25	-0,10	0,01	0,18	-0,31
R_{min2}	0,16	0,68	-0,79	0,38	0,64	0,62

gdzie:

- R_{min} – minimalna wartość siły reakcji układu ciężaru zawodnika i sztangi w fazie *descent*,
- R_{maks1} – pierwsza maksymalna wartość siły reakcji układu ciężaru zawodnika i sztangi w fazie *ascent*,
- R_{min1} – pierwsza minimalna wartość siły reakcji układu ciężaru zawodnika i sztangi w fazie *ascent*,
- R_{maks2} – druga maksymalna wartość siły reakcji układu ciężaru zawodnika i sztangi w fazie *ascent*,
- R_{min2} – druga minimalna wartość siły reakcji układu ciężaru zawodnika i sztangi w fazie *ascent*.

5. DYSKUSJA

Przy prawidłowo wykonanym ruchu, obrażenia związane z przysiadaniem są rzadkie [Watkins, 1999]. Jednak zła technika lub niewłaściwy sposób wykonania przysiadu może prowadzić do wielu dolegliwości, szczególnie w połączeniu z dużymi obciążeniami. Udokumentowane obrażenia związane z przysiadaniem to skręcenia mięśni i więzadeł (ang. *muscle and ligamentous sprains*), pęknięte krążki międzykręgowe (ang. *ruptured intrvertebral discs*), spondyloliza (łac. *spondylolysis*) i kręgozmyk (łac. *spondylolisthesis*) [Vakos i wsp., 1994]. Biorąc pod uwagę złożoność ćwiczenia i wiele zmiennych związanych z jego wykonaniem, zrozumienie biomechaniki przysiadu ma ogromne znaczenie, zarówno dla osiągnięcia optymalnego rozwoju mięśni, jak i zmniejszenia możliwości odniesienia obrażeń związanych z treningiem. Zdecydowanie zaleca się, aby ćwiczący był w stanie wykazać się umiejętnością przysiadania z obciążeniem równym swojemu ciężarowi ciała, zanim przejdzie do bardziej intensywnych odmian i pochodnych przysiadów z obciążeniem zewnętrznym oraz treningu plyometrycznego [Myer i wsp., 2014].

Ważne jest zarówno ustalenie optymalnego poziomu aktywności mięśni, jak i właściwe ich współdziałanie w czasie całego ruchu przysiadania ze sztangą na barkach. Powstałe wskutek tego siły mięśni, a dokładnie rozwijane przez nie momenty sił, przy znacznym udziale sił zewnętrznych, powodują bowiem przemieszczanie ciała w przestrzeni.

Na umięśnienie człowieka składa się duża liczba współpracujących ze sobą mięśni, co umożliwia wykonanie prawidłowego przysiadu. Należą do nich zarówno tzw. podstawowe mięśnie napędowe (ang. *prime movers muscles*), jak i stabilizujące (ang. *stabilizing muscles*). Aby prawidłowo wykonać przysiad, niezbędne jest zatem łączne działanie mięśni napędzających poszczególne ogniwa dolnej części ciała oraz stabilizujących konkretne stawy.

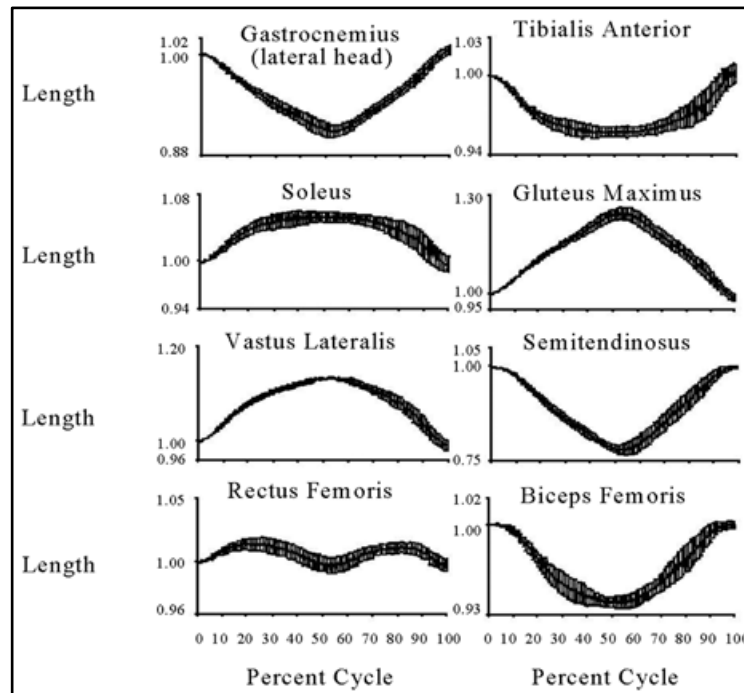
O pobudzeniu zarówno mięśni napędzających, jak i stabilizujących, wspomniano głównie w odniesieniu do ćwiczeń wykonywanych w warunkach zmniejszonej stabilności osoby ćwiczącej [Glass i Armstrong, 1997, Lear i Gross, 1998; Anderson i Behm, 2005]. W niestabilnych warunkach określona część wytworzonej siły jest zawsze skierowana na stabilizację stawów, pisali o tym m.in. Kornecki i Zschorlich [1994] oraz Behm i wsp. [2002]. Podczas wykonywania przysiadów w niestabilnych warunkach, zdaniem Andersona i Behma [2005], mięśnie kończyn dolnych, dzięki większej aktywności, mogą być niejako zmuszane do zapewniania większej stabilności stawów. Jednak zagadnienie współpobudzania mięśni napędzających i stabilizujących jest ciekawe i ważne także w przypadku stabilnego podłoża, podczas wykonywania różnych czynności ruchowych, o czym przekonują prace Elliotta i wsp. [1989], Behma i wsp. [2002] oraz Santany i wsp. [2007].

Bardzo często kwestie te były badane również w odniesieniu do przysiadów [Chandler i wsp., 1989; Delitto i wsp., 1992; Panariello i wsp., 1994; Beynnon i wsp., 1997; Escamilla, 2001]. Uważa się, że podstawowymi mięśniami w obrębie stawów kolanowych używanymi podczas przysiadu są *quadriceps*, grupa mięśni kulszowo-goleniowych (ang. *hamstring*) i *gastrocnemius*, a właściwe współdziałanie (współskurcze; ang. *co-contractions*) tych mięśni zwiększa stabilność kolan [Yasuda i Sasaki, 1987; Li i wsp., 1999].

Podczas przysiadu z tyłu, poziom aktywności bioelektrycznej wszystkich badanych mięśni ogólnie rósł wraz ze wzrostem ciężaru podnoszonej sztangi (tab. 4.13). Choć istotne statystycznie okazały się jedynie różnice średniej aktywności EMG dla skrajnych obciążeń (70% i 100% 1RM), potwierdzają to jednak wcześniejsze wyniki, uzyskane m.in. przez Aspe'a i Swintona [2014] oraz Yavuza i Erdaga [2017]. W pracy Króla i Gołasia [2017] dotyczącej wyciskania sztangi leżąc, wzrastała aktywności podstawowych mięśni obręczy barkowej, z wyjątkiem piersiowego większego (łac. *pectoralis major*), rosła ona wraz ze wzrostem obciążenia od 70% do 100% 1RM. Gdy zwiększy się obciążenie mięśni, musi wzrosnąć rekrutacja jednostek motorycznych i częstość pobudzeń, aby osiągnąć konieczne ich napięcie [Lagally i wsp. 2004]. To z kolei przyczynia się do generowania większej siły [Glass i Armstrong, 1997]. Zdaniem Cafarelli i Bigland-Ritchie (1972) wzrost aktywności mięśni, spowodowany większym obciążeniem, co stwierdzili także Newton i wsp. [1997], jest bezpośrednim wynikiem zwiększania eferentnej impulsacji motorycznej. Taki wzrost aktywności mięśniowej wraz ze zwiększaniem obciążenia obserwowano zarówno u trenujących wyczynowo czy rekreacyjnie, ale również u nowicjuszy, co wykazali w swoim doniesieniu Lagally i wsp. [2004]. Identyfikacja większej aktywności w *prime movers muscles* wraz ze wzrostem obciążenia jest zgodna z fizjologicznymi zasadami treningu oporowego. Dopuszcza się zatem użycie EMG jako sposobu przeprowadzenia porównań [MaCaw i Melrose, 1999]. Uzyskane profile (wzorcy) EMG, tj. uśrednione liniowe obwiednie zapisów elektromiograficznych poszczególnych mięśni (ryc. 4.4A i 4.4B), w bardzo dużym stopniu zgodne są z charakterystykami Robertsona i wsp. [2008] (patrz; DODATEK ryc. D.3), Yavuza i wsp. [2015] oraz Yavuza i Erdaga [2017]. Ogólnie, wzorce te nie zmieniają się zasadniczo ze wzrostem obciążenia, dlatego, przedstawiony poniżej opis działania mięśni dotyczy zarówno prób z obciążeniem dużym, submaksymalnym, jak i maksymalnym.

Faza descent

Robertson i wsp. [2008] przedstawili dokładny opis działania ekscentrycznego i koncentrycznego poszczególnych mięśni, na podstawie zmiany ich długości, podczas pełnego przysiadu z tyłu z obciążeniem 80% 1RM. Względne wymiary liniowe mięśni w stosunku do ich długości spoczynkowej zawarto na rycinie 5.1 (ang. *Length*).



Ryc. 5.1. Uśrednione (\pm SD) liniowe wymiary mięśni w stosunku do ich długości spoczynkowych (ang. *Length*), podczas pełnego przysiadu z tyłu z obciążeniem 80% 1RM. Za: Robertson i wsp. [2008].

Opierając się o tę wiedzę, wiadomo, że w fazie *descent* mięsień *tibialis anterior* (TA), wykazując dużą aktywność elektryczną (ryc. 4.4A), działał koncentrycznie względem stawu skokowego, aby, jak stwierdzają Dionisio i wsp. [2008], rozpocząć ruch przysiadania i wspomóc zginanie grzbietowe stopy. Zasadniczo, z zejściem ze sztangą w dół ćwiczący nie mają większych problemów, gorzej jest podczas wstawania, gdy należy z jednej strony napędzać przybór, z drugiej zaś stabilizować odpowiednio stawy tak, aby uzyskać właściwy kierunek ruchu. Dlatego aktywność w zasadzie wszystkich, poza TA, podstawowych mięśni w fazie *descent* jest mniejsza niż w *ascent*. Również mięsień *gastrocnemius mediale* (G_{med}), także działając (kurcząc się) koncentrycznie, miał stosunkowo niski poziom aktywności, co potwierdzają inni autorzy, m.in. Donnelly i wsp. [2006] oraz Aspe i Swinton [2014]. Rolą tego mięśnia, jako dwustawowego, mogło być jedynie wspomaganie w zginaniu stawu kolanowego.

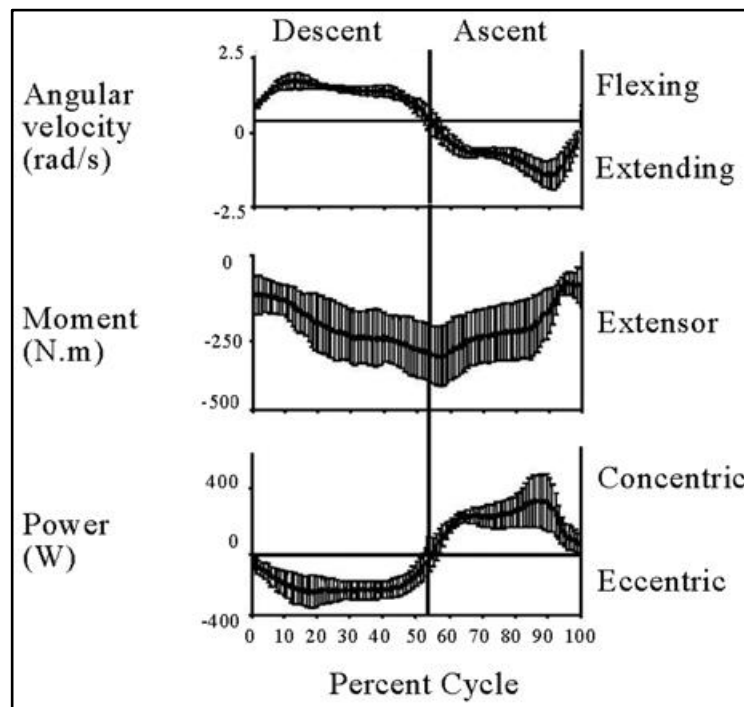
Aktywność mięśni okolicy stawu kolanowego podczas fazy *descent* cechowały, zdaniem Robertsona i wsp. [2008], dwa okresy – jeden działania koncentrycznego i jeden

ekscentrycznego. W początkowym, krótkim okresie pracy koncentrycznej mięśnie *gastrocnemius*, *semitendinosus* (półścięgny) i *biceps femoris* (BF) działały razem, w celu zapoczątkowania zginania w stawie kolanowym. Nie udało się jednak tego w pełni potwierdzić w naszych badaniach, nie rejestrowaliśmy bowiem mięśnia *semitendinosus*, a stwierdzona aktywność mięśnia BF była w tym czasie niewielka. Jedynie mięsień G_{med} wykazywał krótki wybuch (ang. *a brief burst*; ryc. 4.4A), który jednak wraz z nieznacznym zaangażowaniem BF mógł przyczynić się do odblokowania stawu kolanowego i rozpoczęcia fazy *descent* [Robertson i wsp., 2008]. Następnie zginanie stawu kolanowego było kontynuowane przez jego prostowniki; działające ekscentrycznie, kontrolujące i ostatecznie kończące fazę *descent*. Ewidentna była wtedy stała aktywność mięśnia *rectus femoris* (RF), a u Robertsona i wsp. [2008] również, nierejestrowanego przez nas, mięśnia *vastus lateralis*. Jednak zdaniem tych autorów, podczas drugiej połowy fazy *descent*, nastąpiło nieznaczne skrócenie RF (mniej niż o 2%; ryc. 5.1), może więc działał bardziej jako prostownik stawu biodrowego lub jako stabilizator, zarówno w stawie biodrowym, jak i kolanowym. Przy tak minimalnej zmianie długości, można było rolę mięśnia RF uznać, jako izometryczną. Zatem był odpowiedzialny za przesyłanie energii przez staw biodrowy i kolanowy, w celu jej rozdzielenia na prostowniki stawu kolanowego i zginacze podszwowe stawu skokowego. Ten rodzaj mechanizmu wykazali w swych badaniach Prilutsky i Zatsiorsky [1994] w lądowaniach po skoku, ale dokładna istota udziału mięśnia *rectus femoris* jest trudna do określenia [Zajac, 1993].

Również z artykułu Robertsona i wsp. [2008] wiadomo, że podczas wykonywania całego przysiadu (fazy *descent* + *ascent*), moment siły netto¹⁵ w stawie biodrowym był niezmiennie prostujący (ryc. 5.2; wykres środkowy – ang. *moment*). Podczas fazy *descent*, ten prostujący moment siły działał negatywnie (ekscentrycznie; praca była ujemna) w celu kontroli szybkości i zakresu zginania stawu biodrowego. Mięsień *gluteus maximus* (G_{max} ; ryc. 4.4B; lewa strona) kurczył się ekscentrycznie przez całą fazę *descent*, zaczynając od poziomu aktywności 10% MVC i stopniowo zwiększając do ok. 25 ÷ 30% MVC w środkowej części fazy. Co ciekawe, w próbach z obciążeniem 70 ÷ 90% 1RM mięsień G_{max} , po osiągnięciu największej wartości, zmniejszał poziom swej aktywności, przed osiągnięciem maksymalnej głębokości przysiadu. Prawdopodobnie duża aktywność tego mięśnia nie była potrzebna do zachowania stabilności. Być może, pozwoliło to na dodatkowe zgięcie stawów

¹⁵ 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.

biodrowych, powodując głębszy ruch zamachowy (ang. *countermovement*) bezpośrednio przed wstawaniem (fazą *ascent*). Ruchy zamachowe umożliwiają rozwinięcie większych sił skurczu mięśni, tj. osiągnięcie większej ich aktywności, gdy są wykonywane szybko (gwałtownie) i bezpośrednio przed główną fazą ruchu [van Ingen Schenau, 1984; Newton i wsp. 1996].



Ryc. 5.2. Uśrednione (\pm SD): prędkość kątowa (ang. *angular velocity*), moment siły (ang. *moment*) i moc (ang. *power*) w stawie biodrowym podczas pełnego przysiadu z tyłu z obciążeniem 80% 1RM. Za: Robertson i wsp. [2008].

W przypadku obciążenia 100% 1RM aktywność G_{max} rosła przez całą fazę *descent* (patrz ryc. 4.4B; prawa strona), osiągając w jej końcu poziom 45% MVC. Może to odznaczać, że przy największym obciążeniu w pełnym przysiadzie z tyłu, ćwiczący nie korzystali z efektu ruchu zamachowego (ang. *countermovement effect*; [Marques i wsp., 2007]), związanego z działaniem mięśni w cyklu rozciąganie-skracanie [Cavagna i wsp., 1968; Komi i Bosco, 1978; van Ingen Schenau i wsp., 1997; Schmidbleicher, 2000].

Efektom działania poszczególnych mięśni podczas przysiadu z tyłu są charakterystyki parametrów kinematycznych, tj. kąty w stawach kończyn dolnych i prędkość podnoszonej sztangi. W fazie *descent* pionową prędkość sztangi cechuje jedno ujemne ekstremum ($v_{maks} = -0,64 \pm 0,15$ m/s) w próbie z obciążeniem 100% 1RM, przypadające na początkową część tej fazy ($t_{vmaks} = 23\%$ czasu przysiadania). Podobnie wartości uzyskano w badaniach Escamilli i wsp. [2001b] ($v = -0,51 \div -0,56$ m/s; $t_v = 0,23 \div 0,31\%$ fazy *descent*),

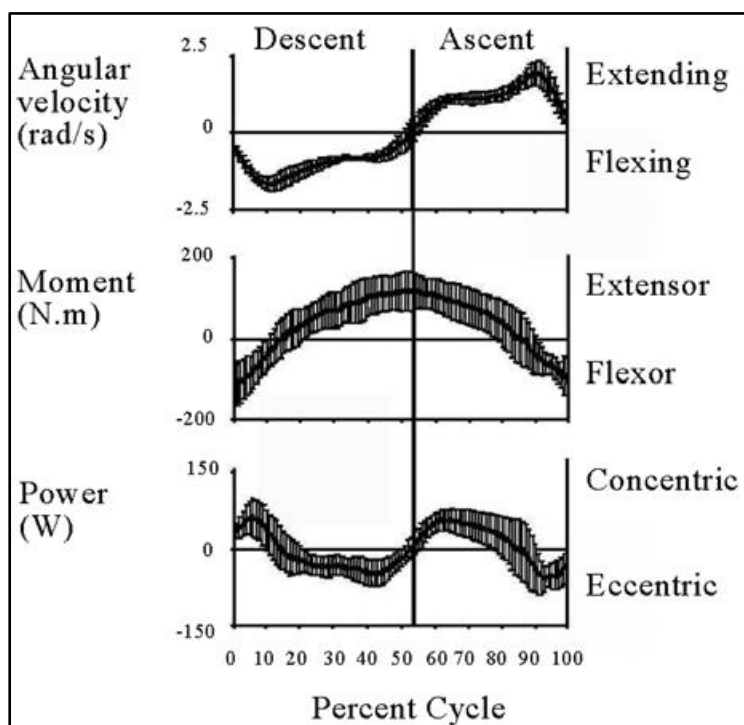
w których uczestnicy podnosili większe nieco ciężary i ustawili stopy na trzech różnych szerokościach. Maksymalna bezwzględna wartość prędkości sztangi w tej fazie ogólnie malała ze wzrostem podnoszonego ciężaru, choć istotne statystycznie okazały się jedynie różnice między obciążeniem 70% 1RM a pozostałymi obciążeniami (tab. 4.9). Odpowiadał temu wzrostowy trend minimalnej wartości siły reakcji podłoża (R_{min}), który nie okazał się jednak istotny statystycznie. Zakres zmian kąta w stawach kończyn dolnych, ze wzrostem obciążenia, nieznacznie się zmniejszał (tab. 4.3), tym samym przysiad stawał się coraz płytszy. Stwierdzone różnice nie były jednak istotne statystycznie.

Faza ascent

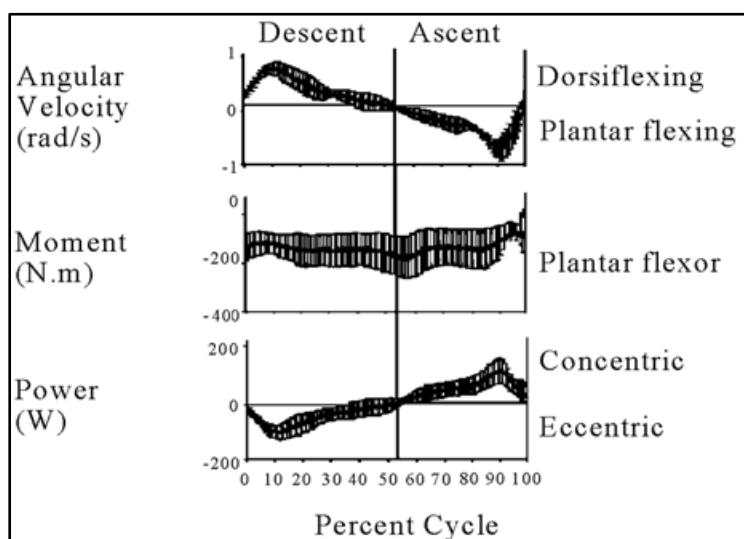
W odniesieniu do fazy *ascent* Robertson i wsp. [2008] wykazali, o czym już częściowo wspomniano, że momenty sił netto we wszystkich trzech stawach (biodrowym, kolanowym i skokowym), ogólnie były prostujące (patrz odpowiednio: ryc. 5.2, 5.3 i 5.4; wykresy środkowe; ang. *moment*), a mięśnie, które je rozwijały, działały koncentrycznie. Jedynie w końcu tej fazy moment siły w stawie kolanowym był zginający (ryc. 5.3; ang. *flexor*). Prostowniki stawu biodrowego najwcześniej dominowały, rozwijając największe momenty siły i to przez całą fazę *ascent*. Prostowniki stawu kolanowego osiągały stosunkowo najniższe wartości momentu siły i przyczyniły się do pracy pozytywnej tylko przez pierwsze 2/3 fazy *ascent*, w odróżnieniu od zginaczy podszwowych stopy, których moment siły na początku fazy był duży, a w jej końcu wykazywał jeszcze spore wartości. Ta kolejność rozwijania momentów sił, od stawu bliższego (biodrowego) do dalszego (skokowego), jest podobna do porządku rozwijania mocy podczas skoku pionowego z zamachem (ang. *countermovement jump* – CMJ), o czym pisali Nagano i wsp. [1998]. Mimo tego uporządkowania analiza zapisów EMG wykazuje, że wszystkie zginacze i prostowniki (z wyjątkiem mięśnia *tibialis anterior*) były rekrutowane niemal jednocześnie, w odróżnieniu od skoku pionowego [Bobbert i van Ingen Schenau, 1988], dla którego kolejność włączania wyglądała następująco: najpierw mięśnie stawu biodrowego, potem kolanowego a dalej skokowego. Może to być spowodowane statycznym początkiem i zakończeniem, jakie są wymagane podczas pełnego przysiadu. Jedną z oczywistych różnic był fakt, że w przysiadzie z tyłu wszystkie mięśnie „odpoczywały” pod koniec ruchu (fazy *ascent*), podczas gdy w skoku pionowym wiele mięśni nadal wykazywało aktywność, aż do i po zakończeniu kontaktu z podłożem [Król i Klyszech-Morciniak, 2017].

Duża aktywność mięśni kończyn dolnych w końcu fazy lotu skoku pionowego, tj. przed mającym nastąpić lądowaniem (uderzeniem stóp o podłoże), nazywana jest wstępnym aktywowaniem (ang. *preactivation*). O przedaktywacji mięśni wspominają, w odniesieniu

do skoku w głąb (ang. *drop jump*) Avela i wsp. [1996] oraz Viitasalo i wsp. [1998], natomiast w skokach akrobatycznych wykazali to McNeal i wsp. [2007].



Ryc. 5.3. Uśrednione ($\pm SD$): prędkość kątowna (ang. *angular velocity*), moment siły netto (ang. *moment*) i moc (ang. *power*) w stawie kolanowym podczas pełnego przysiadu z tyłu z obciążeniem 80% 1RM. Za: Robertson i wsp. [2008].



Ryc. 5.4. Uśrednione ($\pm SD$): prędkość kątowna (ang. *angular velocity*), moment siły netto (ang. *moment*) i moc (ang. *power*) w stawie skokowym podczas pełnego przysiadu z tyłu z obciążeniem 80% 1RM. Za: Robertson i wsp. [2008].

Mięsień *gastrocnemius mediale* był aktywowany na początku fazy *ascent* (ryc. 4.4A). Nie wykonywał jednak w tym czasie pracy dodatniej, ponieważ zdaniem Robertsona i wsp. [2008], działał ekscentrycznie, co mogło być związane z przenoszeniem energii z segmentu bliższego, gdyż jest mięśniami dwustawowym [van Soest 1993, Zajac 1993; Prilutsky i Zatsiorsky, 1994]. Zgodnie z oczekiwaniami, antagonistyczny mięsień *tibialis anterior* zmniejszał poziom aktywności podczas fazy *ascent*, był zatem częściowo aktywny, prawdopodobnie w celu ustabilizowania stawu skokowego przed nieoczekiwanymi ruchami.

Jak już wspomniano (patrz: ryc. 5.3; środkowy wykres), podczas pierwszych 2/3 fazy *ascent*, moment prostujący stawu kolanowego wykonywał pozytywną pracę. Zapewne dlatego mięsień *rectus femoris* wykazywał wysoki poziom aktywności EMG. Nie przyczyniał się jednak do pozytywnej pracy całego ciała, ponieważ działał ekscentrycznie przez pierwszą połowę fazy *ascent*, podczas której, prawdopodobnie, większość zewnętrznej pracy była wykonywana przez nierejestrowaną w naszych badaniach, pozostałą część prostownika stawu kolanowego (mięśnie z grupy *vastus*). Na dużą aktywność mięśni *vastus lateralis* i *medialis*, ale bardzo małą mięśnia *rectus femoris*, wskazują ryciny przedstawione przez van den Tillaara [2015; van den Tillaar i wsp., 2014]. W rzeczywistości, jak wspomniano wcześniej, długość RF nie różniła się znacznie (< 2%), mógł więc działać w celu zapobiegania nadmiernemu prostowaniu stawu biodrowego, co mogłoby chronić przed upadkiem osoby badanej w tył.

Antagonistyczny do RF mięsień *biceps femoris*, a zdaniem Robertsona i wsp. [2008] także i *semitendinosus*, były również wtedy aktywowane, zwłaszcza w środkowej części fazy *ascent*, ale kurczyły się ekscentrycznie (ryc. 5.1). Jednak poziom aktywności BF był umiarkowany. Wcześniej wspominali już o tym, i to w odniesieniu do całego kompleksu *hamstring*, Markolf i wsp. [1990], Wilk i wsp. [1996], Escamilla i wsp. [2001a] oraz Walsh i wsp. [2007]. Mięsień *gastrocnemius* – kolejny dwustawowy zginacz stawu kolanowego – też był rekrutowany podczas fazy *ascent* i podobnie jak mięśnie grupy *hamstring* kurczył się ekscentrycznie (ryc. 5.1). Te mięśnie antagonistyczne wydają się działać przeciwnie do prostowania stawu kolanowego, ale ich połączone działania mogą w rzeczywistości pomagać w prostowaniu kolana. Biorąc pod uwagę kierunki (proste działania) i zwroty sił tych mięśni antagonistycznych, które w obu przypadkach zwrócone są w tył, wiadomo, że suma wektorowa tych sił tworzy wypadkową, która pociąga staw kolanowy do tyłu, prostując go. Taki mechanizm jest sugerowany dla mięśni dwustawowych, kiedy ogniwa łańcucha kinematycznego nie są ograniczone, podobnie jak w skokach [Zajac, 1993]. Może być on również prawdziwy w odniesieniu do czynności podnoszenia,

w której ogniwa dalsze (stopy) ograniczone są przez podłoże. Te paradoksalne zdolności mięśni dwustawowych były sugerowane w badaniach Molbecha [1965], ale nie zostało to zbadane w sytuacji, gdzie dwa mięśnie dwustawowe (*gastrocnemius* i grupa *hamstring*) działały jednocześnie. Problemem z zasadą Molbecha jest, że zakłada się w niej, iż mięśnie dwustawowe skracają się, podczas gdy w pełnych przysiadach mięśnie te wydłużają się (patrz: ryc. 5.1). Tak więc nie można twierdzić, że ta paradoksalna aktywność mięśni miała miejsce podczas pełnych przysiadów ze sztangą na barkach.

W stawie biodrowym mięsień *gluteus maximus* był oczywiście głównym czynnikiem, mającym wpływ na wykonywanie przysiadu, co wyraźnie zaznacza Schoenfeld [2010]. Biorąc pod uwagę jego umocowanie w paśmie biodrowo-piszczelowym (ang. *iliotibial band*), Rasch i Burke [1974] uważają, że odgrywa on również dużą rolę w stabilizowaniu stawu kolanowego i miednicy podczas przysiadu. Na początku ruchu w górę, G_{max} wykazywał mniejsze zaangażowanie, co potwierdza w swoje pracy również van den Tillaar [2015]. Przyczyną tej niższej aktywności EMG jest prawdopodobnie nieduży kąt w stawach biodrowych w najniższym położeniu w przysiadzie. Ten mały kąt w stawie biodrowym wynika z dużej długości G_{max} , dającej taką mechaniczną niekorzyść, że zredukowana została zdolność do wywierania siły (patrz: zależność siły skurczu od długości mięśnia; ang. *length-tension curve* [Błaszczuk, 2004]). W rezultacie zdaniem van den Tillaara [2015], w tej części ruchu do góry, stawy biodrowe zbytnio się nie prostują. Ponadto, daje to ciężarowi sztangi, wysoko położonej z tyłu, duże ramie siły względem stawu biodrowego, co ma również negatywny wpływ (dodatkowe rozciąganie) na aktywność mięśnia *gluteus maximus*, ale i *erector spinae* [Robertson i wsp., 2008]. W miarę wstawiania z przysiadu zmniejszały się długość G_{max} (ryc. 5.1) i wartość momentu siły netto w stawie biodrowym (ryc. 5.2; wykres środkowy), dlatego możliwe było, większe użycie tego mięśnia podczas pozostałej części fazy *ascent*. G_{max} kurczył się koncentrycznie przez cały czas trwania fazy *ascent* (ryc. 5.1) i był aktywnie rekrutowany do blisko maksymalnego poziomu, szczególnie w ciągu pierwszych 4/5 części tej fazy (ryc. 4.4B). Zdaniem van den Tillaara [2015] zaangażowanie tego mięśnia trwało jeszcze dłużej. Niemal identycznie zachowywał się mięsień *erector spinae* (ES). Ich antagonistą, mięsień *rectus femoris*, był również silnie aktywowany, ale tylko w pierwszej połowie fazy *ascent*, gdy następowało działanie ekscentryczne. Jak wspomniano wcześniej, RF stawiał opór na prostowanie stawu biodrowego, ale być może spełniał również funkcję prostownika stawu kolanowego, przekazując energię z tułowia do kończyny dolnej (podudzia). Mięsień ten mógł przesyłać energię, ze względu na swoje stosunkowo sztywne zachowanie, ale również, jak wykazano,

jego minimalną zmianę długości [Prilutsky i Zatsiorsky, 1994; Robertson i wsp., 2008]. Na końcu fazy *ascent* RF nieznacznie się skracał (ryc. 5.1), ale jego poziom aktywności zbliżał się do zera (ryc. 4.4A), a zatem nie wносił energii do ruchu.

Skutkiem działania mięśni kończyn dolnych i tułowia w fazie *ascent* jest, jak już wspomniano, kinematyka ruchu ćwiczących osób i podnoszonej przez nich sztangi.

U dziesięciu, z jedenastu uczestników naszych badań, wykazano w przysiadach z obciążeniem 100% 1RM obszar krytyczny (ang. *sticking region*) w pionowej charakterystyce $v(t)$ sztangi. Podobnie było w badaniach van den Tillaara i wsp. [2014], dotyczących ostatniego przysiadu z obciążeniem 6RM. Jednak w innych pracach, m.in. Escamilli i wsp. [2001b] oraz Tillaara [2015], obszar krytyczny cechował wszystkich uczestników badań. Natomiast u Robertsona i wsp. [2008], można jedynie zaobserwować ten obszar w stosunku do prędkości kątowej w stawie biodrowym i kolanowym (ryc. 5.2 i 5.3; wykresy górne; ang. *angular velocity*). Można to być zaskoczeniem, jeśli odnieść to do wyciskania sztangi leżąc. Zdaniem Newtona i wsp. [1997] oraz Króla i Gołasia [2017], w wyciskaniu leżąc, *sticking region* nie występował w podnoszeniach sztangi z obciążeniem mniejszym niż 85% 1RM. Powodem tych różnic jest prawdopodobnie podnoszony ciężar sztangi, a może również kąt w stawach kolanowych w najgłębszym punkcie przysiadu. Kąt w stawie kolanowym, w badaniu van den Tillaara i wsp. [2014], wynosił w tym momencie 89°, był zatem o wiele większy niż w późniejszym jego badaniu [van den Tillaar, 2015], wtedy to sięgał 68°. Oznacza to, że badani za pierwszym razem wykonali jedynie półprzysiad (przysiad równoległy), dopiero w drugim przypadku był to pełny przysiad z tyłu. W naszych badaniach kąt w stawie kolanowym był bliższy temu drugiemu i wynosił: 69,3°, 71,6°, 72,5° i 75,7°, gdy obciążenie stanowiło odpowiednio: 70, 80, 90 i 100% 1RM. W stawie biodrowym w chwili, gdy ćwiczący znajdowali się w najniższym położeniu w przysiadzie, również wartości kąta były większe przy większym obciążeniu (obciążenie 70% 1RM – kąt 71,1°; 80% – 74,0°; 90% – 75,6°; 100% – 76,5°). Oznacza to, że ze wzrostem ciężaru podnoszonej sztangi ćwiczący przysiadali płycej, zakres ruchu w stawie kolanowym i biodrowym w fazie *descent* był coraz mniejszy (tab. 4.3). Nie były to jednak różnice istotne statystycznie. Zdaniem doświadczonych trenerów, odwrotna zależność występuje u doświadczonych ciężarowców, którzy umiejętnie wykonują tzw. przysiad z odbicia podczas rwania i zarzutu sztangi na klatkę piersiową. Rekreacyjnie uprawiający ćwiczenia siłowe mężczyźni, gdy zwiększali ciężar podnoszonej sztangi w kolejnych próbach, aby uniknąć niepowodzenia, prawdopodobnie odruchowo zmniejszali głębokość przysiadu.

Wracając do prac van der Tillaara [2015; van der Tillaar i wsp., 2014], podobne grupy osób – co do doświadczenia, wysokości i masy ciała – podnosiły w pierwszym badaniu sztangę o mniejszej średniej masie (102 ± 30 kg), w porównaniu z drugim, gdy ważyła 135 ± 33 kg. Mogło to mieć wpływ na występowanie obszaru krytycznego. Mimo dużej różnicy w wielkości podnoszonego ciężaru, porównując parametry kinematyczne uzyskane w tych badaniach, znaleziono wiele podobieństw, zwłaszcza na początku fazy *ascent*. Podczas ruchu sztangi w górę, obszar krytyczny w obu badaniach rozpoczął się po ok. 0,3-0,4 s na wysokości 0,07-0,08 m, a kończył na zbliżonej wysokości (0,17 m w pierwszym badaniu i 0,22 m w drugim). W końcu obszaru krytycznego tj. w chwili, gdy prędkość sztangi osiągała v_{min} , kąt w stawie kolanowym w obu badaniach był taki sam i wynosi 102° . Te zbliżone wartości parametrów na początku i w końcu obszaru krytycznego wskazują, że *sticking region* może być specyficzny, co do kąta, przy którym mogą być wytwarzane mniejsze siły. Dlatego zwany jest również słabym regionem wytwarzania siły mechanicznej (ang. *poor mechanical force production region*) [Madsen i McLaughlin, 1984; Elliott i wsp., 1989; van den Tillaar i wsp., 2012; van den Tillaar i Ettema, 2013]. Wytwarzanie mniejszej siły jest prawdopodobnie spowodowane przez duże momenty zewnętrzne w odniesieniu do stawu skokowego, kolanowego i biodrowego, uwzględniając tor podnoszonej sztangi w obszarach *pre-sticking* i *sticking* (ryc. 4.2b). Podczas dalszego ruchu w górę momenty te mogą powodować coraz większą siłę, na co wskazuje obszar *post-sticking*. To, że obszar krytyczny rozpoczyna się po pewnym czasie ruchu w górę, a nie w chwili najniższego położenia sztangi, gdy zewnętrzne momenty sił zaangażowanych stawów są większe, można wyjaśnić wzmocnieniem (nasileniem) skurczu mięśni, spowodowanym ich działaniem w cyklu rozciąganie-skracanie. Dzięki temu można było, przez krótki czas ruchu w górę, działać skuteczniej, to jest, rozwijać większą absolutną siłę w początkowym okresie skracania mięśni. Pośrednim potwierdzeniem tego jest duża pionowa siła reakcji podłoża [ang. *ground reaction force* – GRF] w chwili rozpoczynania fazy *ascent* (ryc. 4.3) [Kellis i wsp., 2005; Zink i wsp., 2006; Gullett i wsp., 2009].

Cała charakterystyka GRF w przysiadzie przypomina kształtem wykres prędkości sztangi. Ekstremalne wartości siły reakcji (2 maksima i 2 minima) w fazie *ascent* występują jednak w próbie z obciążeniem 100% 1RM nieco wcześniej niż na wykresie prędkości (patrz: odpowiednio tab. 4.9 i tab. 4.11). Tuż przed końcem fazy *ascent* następuje bardzo duży spadek siły reakcji, wskutek tego prędkość sztangi osiąga w chwili zakończenia tej fazy wartość zerową. To wyprzedzające działanie sił, w stosunku do późniejszych nieco efektów tego działania, tj. prędkości sztangi, wynika rzecz jasna z praw mechaniki (zasady

popędu i pędu). Uzyskane wartości siły reakcji istotnie się zmieniały ze wzrostem obciążenia (tab. 4.11). Przy czym wyraźny trend zmian wartości wybranych parametrów znormalizowanych dynamogramów dotyczy R_{maks1} (spadek) i R_{min2} (wzrost) w fazie *ascent* przysiadu. Istotnie statystycznie okazały się jedynie różnice wartości R_{maks1} ze wzrostem obciążenia od 70% do 100% 1RM (tab. 4.12).

Wspomniany wyżej **efekt nasilenia skurczu mięśni** wydaje się po krótkim czasie całkowicie znikać, zarówno w przysiadzie z tyłu, jak i w takim zadaniu siłowym jak wyciskanie leżąc [Walshe i wsp., 1998; van den Tillaar i Ettema, 2009; van den Tillaar i wsp., 2012].

Van den Tillaar [2015; van Tillaar i wsp., 2014] spekulował, że obszar krytyczny był prawdopodobnie spowodowany przez *timing* ruchów w poszczególnych stawach kończyn dolnych. Jego zdaniem w przysiadzie z tyłu najpierw prostują się stawy kolanowe i skokowe, a dopiero później biodrowe. Nie znalazło to jednak potwierdzenia w przedstawionych wynikach naszych badań (ryc. 4.1a i 4.1b). Również Robertson i wsp. [2008] wykazali jednoczesne rozpoczęcie prostowania tych trzech stawów w fazie *ascent* przysiadu z obciążeniem 80% 1RM. Podobnie było u Escamilli i wsp. [2001b]. Natomiast Yavuz i Erdag [2017] wykazali, że w przysiadach z obciążeniem 100% 1RM prostowanie stawu biodrowego następowało wcześniej niż prostowanie kolana i zginanie podszwowe stopy. Zatem nie można zgodzić się z van den Tillaarem [2015], że w przysiadzie z tyłu pojawienie się obszaru krytycznego w fazie *ascent*, spowodowane było brakiem prostowania stawów biodrowych.

Fenomen obszaru krytycznego prawdopodobnie będzie można wyjaśnić, odwołując się, raz jeszcze, do wykresów zawartych w artykule Robertsona i wsp. [2008]. Oprócz określenia profili EMG i długości podstawowych mięśni oraz kinematyki stawów kończyn dolnych, autorzy artykułu przedstawili jeszcze, korzystając z odwrotnej dynamiki (ang. *inverse dynamics*), wspomniane już, momenty sił netto w stawach (ryc. 5.2, 5.3 i 5.4 – wykresy środkowe), ale także, związane z nimi, charakterystyki mocy (wykresy dolne; ang. *power*). Wśród mięśni kończyn dolnych, prostowniki stawu biodrowego rozwijały największe wartości momentu siły (> 300 N·m; na początku ruchu w górę) oraz mocy (> 300 W; w chwili stanowiącej 75% czasu fazy *ascent*). Największa moc zginaczy podszwowych stopy (ok. 150 W) również przypadała na chwilę stanowiącą 75% czasu podnoszenia sztangi w górę, natomiast ich moment siły, na początku ruchu w górę, sięgał 200 N·m. Prostowniki stawu kolanowego rozwijały najmniejszą moc (ok. 55 W), a było to w chwili stanowiącej 15% czasu ruchu w górę. Te piki mocy zbiegają się w czasie z występowaniem v_{maks1} i v_{maks2}

sztangi w badaniu van den Tillaara [2015] w ostatniej próbie pełnego przysiadu z tyłu z obciążeniem 6RM, co może wyjaśnić te zdarzenia. W chwili stanowiącej 15% czasu ruchu w górę Robertson i wsp. [2008] wykazali również lokalną maksymalną wartość prędkości kątowej i mocy w stawie biodrowym (ryc. 5.2; odpowiednio górny i dolny wykres). Następnie zarówno prędkość kątowa pochodząca od prostowników stawu kolanowego, jak i biodrowego oraz moc prostowników stawu biodrowego utrzymywały się na dość stałym poziomie, do chwili stanowiącej około 50% czasu ruchu w górę. Ta chwila niemalże pokrywa się z występowaniem v_{min} w pracy van den Tillaara [2015], jak również w naszym badaniu w przysiadzie z obciążeniem 1RM. W tym okresie Robertson i wsp. [2008] wykazali też, że mała moc prostowników stawu kolanowego, na początku fazy *ascent* jeszcze się zmniejszała, co może być przyczyną powstania obszaru krytycznego. Po chwili stanowiącym 50% czasu ruchu w górę prędkość kątowa we wszystkich trzech stawach oraz moc w stawie biodrowym i skokowym ponownie gwałtownie wzrastały, podczas gdy momenty siły względem tych stawów się zmniejszały. Moment siły w odniesieniu do stawu kolanowego, w chwili stanowiącej 75% czasu ruchu w górę, wynosił zero. Skutkowało to brakiem pozytywnej pracy prostowników stawu kolanowego w tym czasie, na co wskazuje mniejsza aktywność EMG mięśni *vastus lateralis* i *rectus femoris* w badaniach Robertsona i wsp. [2008] oraz van den Tillaara [2015], a także RF w naszych badaniach. Zatem *sticking region*, powstały w fazie *ascent* pełnego przysiadu z tyłu, może być spowodowany małymi momentami siły netto, a przez to i nieznaczną mocą rozwijaną w stawach kolanowych na początku tej fazy, które wraz z jej upływem jeszcze się zmniejszały.

Podsumowując, można stwierdzić, że przeprowadzona analiza uzyskanych wyników badań, uzupełniona o wiedzę Robertsona i wsp. [2008], dotyczącą momentów sił netto i mocy w stawach oraz długości mięśni podczas pełnego przysiadu z tyłu, ujawniły złożone relacje między udziałami głównych mięśni kończyn dolnych i tułowia w tym ruchu. Nic dziwnego, że uśrednione profile EMG uczestników badań w przysiadzie z obciążeniem 70, 80, 90 i 100% 1RM były nader zgodne, co potwierdza pogląd, że wykonywali oni przysiad w podobny sposób. Ponadto uzyskane przez nas wyniki, uzupełnione wspomnianymi danymi Robertsona i wsp. [2008], potwierdzają znany z literatury pogląd Pandy'ego i Zajaca [1991], uważających, że aktywność mięśni przebiega w kolejności od segmentu bliższego do dalszego. Przy czym Robertson wykazał, że prostowniki stawu biodrowego zapewniają podczas fazy *ascent* największy wkład, następne są zginacze podeszwowe stawu skokowego a dopiero potem prostowniki stawu kolanowego. Natomiast uzyskane przez nas wyniki, oparte o poziom aktywności elektrycznej podstawowych mięśni w fazie *ascent*,

wskazują na odwrotną kolejność w odniesieniu do prostowników kolan i zginaczy podeszwowych. Zidentyfikowano również ważną rolę mięśnia brzuchatego łydki, jako jednego z rozpoczynających ruch przysiadania, przez odblokowanie stawu kolanowego, pozwalając na zapoczątkowanie fazy *descent*.

W kwestii pojawiania się obszaru krytycznego podczas fazy *ascent* pełnego przysiadu z tyłu można przypuszczać, że *timing* prostowników stawu kolanowego (w tym prostego uda) i pośladkowego wielkiego oraz ich aktywność, razem z dużymi ramionami sił pochodzącymi od ciężaru sztangi względem stawu skokowego, kolanowego i biodrowego na początku tej fazy, są prawdopodobnie odpowiedzialne za jego istnienie. Przyczyniły się do tego również małe momenty siły netto, a przez to i nieznaczna moc rozwijana w stawach kolanowych na początku fazy *ascent*.

*

Określając siłę związków korelacyjnych średniej prędkości sztangi w fazie *descent* pełnego przysiadu ze sztangą na barkach z aktywnością bioelektryczną badanych mięśni, stwierdzono, że bez względu na wzrastające obciążenie, zdecydowana ich większość była słaba, niska lub umiarkowana (tab. 4.23). Sporadycznie tylko korelacja ta była wysoka ($R = 0,6 \div 0,8$). Jeśli uwzględnić prawie całkowity brak silnych związków korelacyjnych średniej prędkości sztangi z aktywnością mięśni w fazie podnoszenia wyciskania sztangi leżąc ze wzrastającym obciążeniem, o czym informuje Gołaś [2013], nie jest zaskoczeniem, stwierdzony również w tej pracy, prawie całkowity brak takiego związku w fazie *ascent* pełnego przysiadu z tyłu. Także wskaźniki korelacji odnoszące się do czasu fazy *ascent* i aktywności mięśni, określone w naszych badaniach, nie okazały się silne. W odniesieniu do korelacji między zakresem ruchu w stawie biodrowym i kolanowym a średnią aktywnością mięśni stwierdzono, że silne związki dotyczyły jedynie prostownika grzbietu, i to niemal przy każdym ciężarze podnoszonej sztangi. W przypadku ekstremalnych parametrów krzywej $R(t)$, stwierdzono jedynie 7 silnych związków korelacyjnych (na 30 poddanych analizie) z aktywnością bioelektryczną badanych mięśni w przysiadzie z obciążeniem maksymalnym (tab. 4. 24). Z mniejszym ciężarem sztangi ($70 \div 90\%$ 1RM) wysokie korelacje występowały jedynie sporadycznie.

Ogólnie oznacza to mało znaczącą zależność lub w wielu przypadkach brak korelacji, wybranych zmiennych kinetyki i kinematyki pełnego przysiadu z tyłu z aktywnością bioelektryczną mięśni kończyn dolnych i tułowia, bez względu na ciężar podnoszonej sztangi. Ten stan jest prawdopodobnie odbiciem złożoności układu motorycznego (mechanizmu ruchowego) człowieka z jego wieloma stopniami swobody, co uzasadnia, zdaniem Wulf

i Dufier [2009], równoczesne zastosowanie wielu miar. Może to być również spowodowane małą liczbą przebadanych przypadków oraz pewną dowolnością aktywowania poszczególnych mięśni podczas wykonywania przysiadu, na co wskazują stosunkowo duże odchylenia standardowe uśrednionych znormalizowanych charakterystyk EMG.

6. WNIOSKI

Na podstawie analizy wyników przeprowadzonych badań oraz na podstawie wiedzy dotyczącej pełnego przysiadu z tyłu formułuje się następujące wnioski:

- 1) Wzrost wielkości obciążenia z 70% do 100% 1RM spowodował zwiększenie aktywności bioelektrycznej wszystkich mięśni, zarówno w fazie *descent*, jak i *ascent* przysiadu ze sztangą na barkach. Jednak różnice między pośrednimi obciążeniami (70% a 80%, 80% a 90% oraz 90% a 100% 1RM) w większości przypadków nie były znamienne. Średnia aktywność poszczególnych mięśni w fazie *descent* przysiadu ogólnie była mniejsza niż w fazie *ascent*. Wyjątkiem jest mięsień piszczelowy przedni, który w fazie *descent* wykazywał większą aktywność, niezależnie od wielkości obciążenia.
- 2) Ze względu na kształt, charakterystyki pionowej składowej siły reakcji podłoża, bez względu na ciężar podnoszonej sztangi, są podobne; zawsze występuje jedno minimum w fazie *descent* oraz dwa maksima i dwa minima w fazie *ascent*. Ogólnie, znormalizowane (do ciężaru układu zawodnik plus sztanga) wartości siły reakcji w tych ekstremach wykazują wyraźny trend zmian, ze wzrostem obciążenia w przysiadzie z tyłu. Największa siła na początku fazy *ascent* (R_{maks1}) rośnie, a minimalna w fazie *descent* (R_{min}) i druga minimalna (R_{min2}) w fazie *ascent* maleją. Jednak istotne statystycznie okazały się jedynie różnice wartości R_{maks1} ze wzrostem obciążenia z 70% do 100% 1RM. Pośredni obraz działania sił tj. pionowa prędkość sztangi uzyskiwała coraz mniejsze wartości, gdy obciążenie rosło. Poczynając od obciążenia 80% 1RM w charakterystyce $v(t)$, występuje obszar krytyczny (ang. *sticking region*). Ze wzrostem obciążenia, maksymalna (v_{maks1}) i minimalna (v_{min1}) prędkość sztangi na początku fazy *ascent* spadały najbardziej, co okazało się statystycznie istotne. Wraz ze wzrostem obciążenia zakres ruchu w stawach kończyn dolnych podczas przysiadu (zarówno w fazie *descent*, jak i *ascent*) był coraz mniejszy (przysiadano płycej); stwierdzone różnice nie okazały się jednak istotne statystycznie. Wyraźny trend zmian dotyczy również czasu fazy *descent* i *ascent* w przysiadzie; ze wzrostem podnoszonej sztangi wydłużają się, jednak istotne statystycznie okazały się jedynie różnice między skrajnymi obciążeniami.
- 3) Ogólnie, zależność korelacyjna wybranych zmiennych kinetycznych i kinematycznych pełnego przysiadu z tyłu z aktywnością bioelektryczną wybranych mięśni kończyn dolnych i tułowia jedynie sporadycznie okazała się znacząca (współczynnik korelacji rang Spearmana $R = 0,6 \div 0,8$), bez względu na ciężar podnoszonej sztangi. Parametry kinetyczne i kinematyczne przysiadu częściej wykazywały silny związek korelacyjny z aktywnością mięśnia dwugłowego uda, pośladkowego wielkiego

i prostownika grzbietu niż z mięśniem piszczelowym przednim, brzuchatym łydki i prostym uda.

PIŚMIENNICTWO

1. Acero R.M., Sanchez J.A., Fernandez-del-Olmo M. (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. Adams M.A., Dolan P. (1995) Forces acting on the lumbar spine. [In:] R.M. Aspden, Porter R.W. (eds.) *Lumbar Spine Disorders: Current Concepts*. World Scientific Publishing, Singapore, pp. 22.
3. Adams M.A., May S., Freeman B.J., Morrison H.P., Dolan P. (2000) *Effects of backward bending on lumbar intervertebral discs: Relevance to physical therapy treatments or low back pain*. Spin. 25, 431-437.
4. Adrian M.J., Cooper J.M. (1995) *Biomechanics of Human Movement*. 2nd edition, Brown & Benchmark, Madison, WI.
5. Alexander R.McN. (1990) *Optimum take off techniques for high and long jumps*. Philosophical Transactions of the Royal Society of London B, 329, 3-10.
6. Amblard B., Assaiante C., Lekhel H., Marchand A.R. (1994) *A statistical approach to sensorimotor strategies: conjugate cross-correlations*. Journal of Motor Behaviour, 26, 103-112.
7. Andersen H.N., Dyhre-Poulsen P. (1997) *The anterior cruciate ligament does play a role in controlling axial rotation in the knee*. Knee Surgery, Sports Traumatology Arthroscopy, 5, 145-149.
8. Anderson D.I., Sidaway B. (1994) *Coordination changes associated with practice of a soccer kick*. Research Quarterly for Exercise and Sport, 65, 93-99.
9. Anderson K., Behm D., (2005) *Trunk muscle activity increases with unstable squat movements*. Canadian Journal of Applied Physiology, 30(1), 33-45.
10. Andrews J.G., Hay J.G., Vaughan C.L. (1983) *Knee shear forces during a squat exercise using a barbell and a weight machine*. [In:] H. Matsui, K. Kobayashi (eds.) Biomechanics VIII-B, Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 923-927.
11. Arend S., Higgins J. (1976) *A strategy for the classification, subjective analysis and observation of human movement*. Journal of Human Movement Studies, 2, 36-52.
12. Aspe R.R., Swinton P.A. (2014) *Electromyographic and kinetic comparison of the back squat and overhead squat*. Journal of Strength and Conditioning Research, 28 (10), 2827-2836.
13. Avela J., Santos P.M., Komi P.V. (1996) *Effects of differently induced stretch load in neuromuscular control in drop jump exercise*. European Journal of Applied Physiology, 72, 553-562.
14. 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.
15. Ballreich R., Baumann W. (1988) *Grundlagen der Biomechanik des Sports*. Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart.
16. Bartlett R. (1999) *Sports Biomechanics: Reducing Injury and Improving Performance*. E & FN Spon, London.
17. Bartlett R. (2009) *Introduction to sports biomechanics. Analysing human movement patterns*. Routledge Taylor & Francis Group, London and New York.

18. Bartlett R., Muller E., Lindinger S., Brunner F., Morriss C. (1996) *Three-dimensional evaluation of the kinematic release parameters for javelin throwers of different skill levels*. Journal of Applied Biomechanics, 12, 58-71.
19. Barton G. (1999) *Interpretation of gait data using Kohonen neural networks*. Gait and Posture, 10, 85-86.
20. Barton G., Lisboa P., Lees A. (2000) *Topological clustering of patients using a self organising neural map*. Gait and Posture, 11, 57.
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. Bell D.R., Padua D.A., Clark M.A. (2008) *Muscle strength and flexibility characteristics of people displaying excessive medial knee displacement*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 89, 1323-1328.
23. Beynnon B.D., Johnson R.J., Fleming B.C., Stankewich C.J., Renstrom P.A., Nichols C.E. (1997) *The strain behavior of the anterior cruciate ligament during squatting and active flexion-extension: a comparison of an open and a closed kinetic chain exercise*. The American Journal of Sports Medicine, 25, 823-829.
24. Biscarini A., Botti F.M., Pettorossi V.E. (2013) *Joint torques and joint reaction forces during squatting with a forward or backward inclined Smith machine*. Journal of Applied Biomechanics, 29(1), 85-97.
25. Błaszczyk J.W. (2004) *Biomechanika kliniczna*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa.
26. Bobbert M.F., van Ingen Schenau G.J. (1988) *Coordination in vertical jumping*. Journal of Biomechanics, 21(3), 249-262.
27. Bober T. (1977) *Obiektywne kryteria techniki ruchu*. Zeszyty Naukowe AWF we Wrocławiu, 22, 61-77.
28. Bober T. (1981) *Biomechanical aspects of sports techniques*. [In:] A. Morecki, A. Fidelus, K. Kędzior, A. Wit (eds.), Biomechanics VII-A, University Park Press, Baltimore, MD, 501-510.
29. Bober T. (1982) *Biomechaniczna struktura sportowych czynności motorycznych*. Zeszyty Naukowe AWF we Wrocławiu, 29, 35-45.
30. Bober T. (1985) *Deterministyczny model analizy techniki sportowej*. Zeszyty Naukowe AWF we Wrocławiu, 41, 117-129.
31. Bober T. (1995) *Działanie mięśni w cyklu rozciągnięcie-skurcz a skuteczność techniki sportowej*. Sport Wyczynowy, 1-2.
32. Bober T., Hay J.G. (1979) *Z badań nad kryterium poprawnego przebiegu ruchu poprzedzonego rozmachem*. Sport Wyczynowy, 6, 32-37.
33. Boyden G., Kingman J., Dyson R. (2000) *A comparison of quadriceps electromyographic activity with the position of the foot during the parallel squat*. Journal of Strength and Conditioning Research, 14(4), 379-382.
34. Brinckmann P., Biggermann M., Hilweg D. (1988) *Fatigue fracture of human lumbar vertebrae*. Clinical Biomechanics, 3 (Suppl 1), 1-23.
35. Brocki K.C., Bohlin G. (2004) *Executive functions in children aged 6 to 13: a dimensional and developmental study*. Developmental Neuropsychology, 26, 571-593.
36. Broer M.R., Houtz S.J. (1967) *Patterns of Muscular Activity in Selected Sport Skills*. Charles C Thomas Publishing, Springfield, Ill.

37. Brown T. (2006) *Core strength: Learning the overhead squat*. NSCA Perform Train J, 5, 21-23.
38. Bryanton M.A., Kennedy M.D., Carey J.P., Chiu L.Z. (2012) *Effect of squat depth and barbell load on relative muscular effort in squatting*. Journal of Strength and Conditioning Research, 26 (10), 2820-2828.
39. Buchanan C.I., Marsh R.L. (2002) *Effects of exercise on the biomechanical, biochemical and structural properties of tendons*. Comparative Biochemistry and Physiology - Part A: Molecular and Integrative Physiology, 133, 1101–1107.
40. Bunn J.W. (1955, 1959 i 1972) *Scientific Principles of Coaching*. Englewood Cliffs, NJ, Prentice-Hall.
41. Bunn J.W. (1972) *Scientific Principles of Coaching*, 2nd edn. Englewood Cliffs, NJ, Prentice-Hall.
42. Burden A.M., Grimshaw P.N., Wallace E. (1998) *Hip and shoulder rotations during the golf swing of sub-10 handicap players*. Journal of Sports Sciences, 16, 165-176.
43. Cappozzo A., Felici F., Figura F., Gazzani F. (1985) *Lumbar spine loading during half-squat exercises*. Medicine and Science in Sports and Exercise, 17, 613–620.
44. Carr G. (1997) *Mechanics of Sport*. Human Kinetics, Champaign, IL.
45. Caterisano A., Moss R.E., Pellingier T.K., Woodruffe K., Lewis V.C., Booth W., Khadra T. (2002) *The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles*. Journal of Strength and Conditioning Research, 16(3), 428–432.
46. Cavagna G.A., Dusman B., Margaria R. (1968) *Positive work done by the previously stretched muscle*. Journal of Applied Physiology, 24, 21-32.
47. Cavanagh P.R. (1990) *Biomechanics of Distance Running*. Human Kinetics, Champaign, IL.
48. Chandler J.T., Stone M.H. 1991 *The squat exercise in athletic conditioning: a review of the literature*. National Strength Conditioning Association Journal 3(5), 51– 60.
49. Chandler T.J., Wilson G.D., Stone M.H. (1989) *The effect of the squat exercise on knee stability*. Medicine and Science in Sports and Exercise, 21, 299-303.
50. Clark D.R., Lambert M.I., Hunter A.M. (2012) *Muscle activation in the loaded free barbell squat: a brief review*. Journal of Strength and Conditioning Research, 26(4), 1169-1178.
51. Clark M., Lucett S. (2013) *NASM Essentials of Corrective Exercise Training*. Jones & Bartlett Learning, Burlington, Massachusetts.
52. Clarkson H.M., Gilwich G.B. (1999) *Musculoskeletal Assessment: Joint Range Of Motion And Manual Muscle Strength*. Williams and Wilkins, Baltimore, MD.
53. Cochran A., Stobbs J. (1968) *The Search for the Perfect Swing*. Morrison & Gibb, London.
54. Comfort P., Kosim P. (2007) *Optimizing Squat Technique*. Strength and Conditioning Journal, 29(6), 10–13.
55. Contreras B, Vigotsky A.D., Schoenfeld B.J., Beardsley C., Cronin J. (2016) *A comparison of gluteus maximus, biceps femoris, and vastus lateralis electromyography amplitude in the parallel, full, and front squat variations in resistance trained females*. Journal of Applied Biomechanics, 32(1), 16–22.
56. Cooper J.M., Glassow R.B. (1976) *Kinesiology*. 4th edition. Mosby, St. Louis, MO.
57. Cutting J.E. Kozlowski L.T. (1977) *Recognizing friends by their walk: gait perception without familiarity cues*. Bulletin of the Psychonomic Society, 9, 353-356.

58. Czabański B. (1986) *Optymalizacja uczenia się i nauczania czynności sportowych*. Studia i Monografie AWF we Wrocławiu, 14.
59. Czajkowski Z. (1993) *Nauczanie i uczenie się czynności ruchowych (rozważania nad książką Richarda A. Schmidta)*. Sport Wyczynowy, 11-12, 21-30.
60. Dahlkvist N.J., Mayo P., Seedhom B.B. (1982) *Forces during squatting and rising from a deep squat*. Engineering in Medicine, 11, 69–76.
61. Davids K., Lees A., Burwitz L. (2000) Understanding and measuring coordination and control in soccer skills: implications for talent identification and skill acquisition. *Journal of Sports Sciences*, 18, 703-714.
62. DeForest B.A., Cantrell G.S., Schilling B.K. (2014) *Muscle activity in single- vs. double-leg squats*. International Journal of Exercise Science, 7(4), 302-310.
63. Delavier F. (2001) *Strength Training Anatomy*. Human Kinetic, Champaign IL.
64. Delitto R.S., Rose S.J. (1992) *An Electromyographic analysis of two techniques for squat lifting and lowering*. Physical Therapy, 72, 438-448.
65. Dictionary of Sport Science (1992) Malaga: Unisport.
66. Dionisio V.C., Almeida G.L., Duarte M., Hirata R.P. (2008) *Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting*. Journal of Electromyography and Kinesiology, 18, 134–143.
67. Donnelly D.V., Berg W.P., Fiske D.M. (2006) *The effect of the direction of gaze on the kinematics of the squat exercise*. Journal of Strength and Conditioning Research, 20, 145–150.
68. Douwes M. Dul J. (1991) Validity and reliability of estimating body angles by direct and indirect observations. [In:] Y. Queinnee, F. Daniellou (eds.), *Designing for Everyone: Proceedings of the International Ergonomics Association*, Taylor & Francis, London, 885-887.
69. Dworak L.B., Twardowska M., Wojtkowiak T., Kmiecik K., Mączyński J. (2005) Dynamic loads in some movement structures in acrobatics. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 7(1), 69-76.
70. Ebben W.P., Jensen R.L. (2002) *Electromyographic and kinetic analysis of traditional, chain, and elastic band squats*. Journal of Strength and Conditioning Research, 16(4), 547–550.
71. Elliott B. (1999) *Training in Sport*. Chicester, Wiley.
72. Elliott B. (2000) *Back injuries and the fast bowler in cricket*. Journal of Sports Sciences, 18, 983-991.
73. Elliott B.C., Wilson G.J., Kerr G.K. (1989) *A biomechanical analysis of the sticking region in the bench press*. Medicine and Science in Sports and Exercise, 4, 450-462.
74. 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.
75. Escamilla R.F. (2001) *Knee biomechanics of the dynamic squat exercise*. Medicine and Science in Sports and Exercise, 33(1), 127–141.
76. Escamilla R.F., Fleisig G.S., Barrentine S.W., Zheng N., Andrews J.R. (1998) Kinematic comparisons of throwing different types of baseball pitches. *Journal of Applied Biomechanics*, 14, 1-23.

77. Escamilla R.F., Fleisig G.S., Zheng N., Lander J.E., Barrentine S.W., Andrews J.R., Bergemann B.W., Moorman C.T. (2001a) *Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press*. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33, 1552–1566.
78. Escamilla R.F., Fleisig G.S., Lowry T.M., Barrentine S.W., Andrews J.R. (2001b) *A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths*. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(6), 984–998.
79. Evans T.W., McLester C.N., Howard J.H., et al, Calloway J.P. (2017) *A comparison of muscle activation between back squats and belt squats*. *Journal of Strength and Conditioning Research*,
80. Faigenbaum A.D., Myer G.D. (2010) *Pediatric resistance training: benefits, concerns, and program design considerations*. *Current Sports Medicine Reports*, 9(3), 161–168.
81. 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.
82. Feltner M.E., Nelson S.T. (1996) *Three-dimensional kinematics of the throwing arm during the penalty throw in water polo*. *Journal of Applied Biomechanics*, 12, 359-382.
83. Flanagan S.D., Mills M.D., Sterczala A.J., Mala J., Comstock B.A., Szivak T.K., DuPont W.H., Looney D.P., McDermott D.M., Hooper D.R., White M.T., Dunn-Lewis C., Volek J.S., Maresh C.M., Kraemer W.J. (2014) *The relationship between muscle action and repetition maximum on the squat and bench press in men and women*. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(9), 2437-2442.
84. Flanagan S.P., Salem G.J. (2007) *Bilateral differences in the net joint torques during the squat exercise*. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(4), 1220–1226.
85. Fry A.C., Smith J.C., Schilling B.K. (2003) *Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat*. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 17, 629–633.
86. Garhammer J. (1986) *Sports Illustrated Strength Training*. Harper & Row Publishers, New York, 114-177.
87. 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.
88. Glassbrook D.J. (2016) *An analysis of high-bar and low-bar back-squat techniques in olympic weightlifters and powerlifters. Thesis for: Work for the Master of Sport and Exercise degree, Advisor: Dr Adam Store*. Auckland University of Technology (Politechnika w Auckland), Nowa Zelandia.
89. Greig M.P., Yeadon M.R. (2000) *The influence of touchdown parameters on the performance of a high jumper*. *Journal of Applied Biomechanics*, 16, 367-378.
90. Gulick D.T., Fagnani J.A., Gulick C.N. (2015) *Comparison of muscle activation of hip belt squat and barbell back squat techniques*. *Isokinetics and Exercise Science* 23, 101-108.
91. Gullett J.C., Tillman M.D., Gutierrez G.M., Chow J.W. (2009) *A biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals*. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(1), 284-292.
92. Hajduk G., Nowak K., Sobota G., Kusz D., Kopeć K., Błaszczak E., Cielński Ł., Bacik B. (2016) *Kinematic gait parameters changes in patients after total knee arthroplasty: comparison between cruciate-retaining and posterior-substituting design*. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 18(3), 137-142.

93. Hales M.E., Johnson B.F., Johnson J.T. (2009) *Kinematic analysis of the powerlifting style squat and the conventional deadlift during competition: is there a cross-over effect between lifts?* Journal of Strength and Conditioning Research, 23(9), 2574–2580.
94. Hall S. (1991) *Basic Biomechanics*. Mosby Year Book, St. Louis, MO.
95. Hamill J., Haddad J.M., McDermott W.J. (2000) *Issues in quantifying variability from a dynamical system's perspective*. Journal of Applied Biomechanics, 16, 407± 418.
96. Hartmann C. (1999) *Meinels Merkmale der Bewegungskoordination als Kategorien zur Bewegungsbeobachtung und Bewegungsbeurteilung*. [In:] J. Krug, C. Hartman (eds.) Praxisorientierte Bewegungslehre als angewandte Sportmotorik. Academia Verlag, Sankt Augustin, 106-116.
97. Hartmann H., Wirth K., Klusemann M. (2013) *Analysis of the load on the knee joint and vertebral column with changes in squatting depth and weight load*. Sports Medicine, 43 (10), 993–1008.
98. Hasegawa I. (2004) *Using the overhead squat for core development*. NSCA Perform Train J, 3, 19-21.
99. Hatfield F.C. (1989) *Power: A Scientific Approach*. Contemporary Boks Inc., Chicago, 155-170.
100. Hattin H.C., Pierrynowski M.R., Ball K.A. (1989) *Effect of load, cadence, and fatigue on tibio-femoral joint force during a half squat*. Medicine and Science in Sports and Exercise, 21, 613–618.
101. Hatze H. (1980) *A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments*. Journal of Biomechanics, 13, 833-843.
102. Hatze H. (1981) *A comprehensive model for human motion simulation and its application to the take-off phase of long jump*. Journal of Biomechanics, 14, 135-142.
103. Hay J.G. (1993) *The Biomechanics of Sports Techniques*. IVth edition, Englewood Clifs, NJ, Prentice-Hall.
104. Hay J.G. (1994) *Citius, altius, longius (faster, higher, longer): the biomechanics of jumping for distance*. Journal of Biomechanics, 26 (suppl. 1), 7± 22.
105. Hay J.G., Reid G. (1982) *Anatomy, Mechanics and Human Motion*. Englewood Cliffs, NJ, Prentice-Hall.
106. Hay J.G., Andrews J.G., Vaughan C.L., Ueya K. (1983) *Load, speed and equipment effects in strength-training exercises*. [In:] H. Matsui, K. Kobayashi (eds.), Biomechanics VIII-B, Human Kinetics Publishers, Champaign, IL, 939–950.
107. Hay J.G., Miller J.A., Canterna R.W. (1986) *The techniques of elite male long jumpers*. Journal of Biomechanics, 19, 855-866.
108. Heijne A., Fleming B.C., Renstrom P.A., Peura G.D., Beynon B.D., Werner S. (2004) *Strain on the anterior cruciate ligament during closed kinetic chain exercises*. Medicine and Science in Sports and Exercise, 36(6), 935–941.
109. Hemmerich A., Brown H., Smith S., Marthandam S.S., Wyss U.P. (2006) *Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living*. Journal of Orthopaedic Research, 24, 770–781.
110. Hermens H.J., Freriks B., Merletti R., Stegeman D., Blok J., Rau G. (1999) *European Recommendations for Surface Electromyography: Results of the SENIAM Project*. Roessing Research and Development, Enchede, NL.
111. Hirth C.J. (2007) *Clinical Evaluation & Testing Clinical Movement Analysis to Identify Muscle Imbalances and Guide Exercise*. Athletic Therapy Today. 12, 10-12.

112. Hochmuth G. (1984) *Biomechanik sportlicher Bewegungen*. 5 Auflage, Sportverlag, Berlin (Ost).
113. Hoeger W., Barette S.L., Hale D.F., Hopkins D.R. (1987) *Relationship between repetitions and selected percentages of one repetition maximum*. The Journal of Applied Sport Science Research, 1(1), 11–13.
114. Hucklekemkes J. (1992) *Model technique for the women's 100-meter hurdles*. Track Technique, 118, 3759-3766.
115. Hudson J.L. (1995) *Core concepts in kinesiology*. Journal of Physical Education, Recreation and Dance, 66(5), 54-55, 59-60.
116. Hughes M.D., Bartlett R.M. (2002) *The use of performance indicators in performance analysis*. Journal of Sports Sciences, 20, 739-754.
117. Hung Y.J. Gross M.T. (1999) *Effect of foot position on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis during lower-extremity weight-bearing activities*. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 29(2), 93-102.
118. Isaka T., Okada J., Funato K. (1996) *Kinematic analysis of the barbell during the snatch movement of elite Asian weightlifters*. Journal of Applied Biomechanics, 12, 508-518.
119. Isear J.A., Jr. Erickson J.C., Worrell T.W. (1997) *EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat*. Medicine and Science in Sports and Exercise, 29, 532–539.
120. Israetel M.A., McBride J.M., Nuzzo J.L., Skinner J.W., Dayne A.M. (2010) *Kinetic and kinematic differences between squats performed with and without elastic bands*. Journal of Strength and Conditioning Research, 24(1), 190–194.
121. Johnson R. (1990) *Effects of performance principle training upon skill analysis competency*. Ph.D. dissertation. Ohio State University.
122. Jorgensen T.P. (1994) *The Physics of Golf*. Wakereld, EP Publishing.
123. Kellis E., Arambatzi F., Papadopoulos C. (2005) *Effects of load on ground reaction force and lower limb kinematics during concentric squats*. Journal of Sports Sciences, 23, 1045-1055.
124. Kholer J.M., Flanagan S.P., Whiting W.C. (2010) *Muscle activation patterns while lifting stable and unstable loads on stable and unstable surfaces*. Journal of Strength and Conditioning Research, 24, 313–321.
125. King D.L., Arnold A.S., Smith S.L. (1994) *A kinetic comparison of single, double and triple axels*. Journal of Applied Biomechanics, 10, 51-60.
126. Klein K. (1961) *The deep squat exercise as utilized in weight training for athletes and its effects on the ligaments of the knee*. Journal of the Association for Physical and Mental Rehabilitation, 15, 6–11.
127. Kmiecik K., Król H., Sobota G. (2017) *Are lower limb electromyogram profiles symmetrical during a barbell squat? (A case study)*. Antropomotoryka. Journal of Kinesiology and Exercise Sciences, 78 (27), 65-74.
128. Knudson D.V., Morrison C.S. (1997, 2002) *Qualitative Analysis of Human Movement*. (1st and 2nd editions), Human Kinetics, Champaign, IL.
129. 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.
130. Konrad P. (2005) *The ABC of EMG. A practical introduction to kinesiological electromyography*. Version 1.0 April 2005, Noraxon INC., USA.
131. Kornecki S. Zschorlich V. (1994) *The nature of the stabilizing functions of skeletal muscles*. Journal of Biomechanics, 27, 215-225.

132. Król H. (2016) *Biomechaniczne aspekty ćwiczeń doskonalących technikę sportową*. Akademia Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach, Katowice.
133. Król H., Gołaś A. (2017) *Effect of barbell weight on the structure of the flat bench press*. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(5), 1321-1337.
134. Król H., Kleszcz-Morciniec M. (2017) *Kinetic and kinematic characteristics as the basis for evaluating take-off in backward acrobatic jumps*. *Polish Journal of Sport and Tourism*, 24, 139-144.
135. Król H., Kmiecik K. (2018) *Are leg electromyogram profiles symmetrical during full squat?* [In:] K. Arkusz, R. Będzinski, T. Klekiel, S. Piszczatowski (eds.) *Biomechanics in Medicine and Biology*, SPRINGER, 363-275.
136. Kulig K. (1984) *Koordynacja członów kończyny górnej w ruchach wymagających rozwijania maksymalnej prędkości*. *Rozprawy Naukowe AWF we Wrocławiu*, 18, 61-89.
137. Lapham A.C., Bartlett R.M. (1995) *The use of artificial intelligence in the analysis of sports performance: a review of applications in human gait analysis and future directions for sports biomechanics*. *Journal of Sports Sciences*, 13, 229-237.
138. Lattanzio P.J., Petrella R.J., Sproule J.R., Fowler P.J. (1997) *Effects of fatigue on knee proprioception*. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 7, 22-27.
139. 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.
140. Lees A. (1999) *Biomechanical assessment of individual sports for improved performance*. *Sports Medicine*, 28, 1-7.
141. Lees A. (2002) *Technique analysis in sports: a critical review*. *Journal of Sports Sciences*, 2002, 20, 813-828.
142. Lees A., Fowler N., Derby D. (1993) *A biomechanical analysis of the last stride, touch-down and take-off characteristics of the women's long jump*. *Journal of Sports Sciences*, 11, 303-314.
143. Lees A., Graham-Smith P., Fowler N. (1994) *An analysis of the touch-down and take-off characteristics of the men's long jump*. *Journal of Applied Biomechanics*, 10, 61-68.
144. Lees A., Nolan L. (2002) *Three dimensional kinematic analysis of the instep kick under speed and accuracy conditions*. [In:] W. Spinks, T. Reilly, A. Murphy (eds.) *Science and Football IV*, Routledge, London, 16-21.
145. Li G., Rudy T.W., Sakane M., Kanamori A., Ma C.B., Woo S.L. (1999) *The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL*. *Journal of Biomechanics*, 32, 395-400.
146. Li G., DeFrate L.E., Rubash H.E., Gill T.J. (2005) *In vivo kinematics of the ACL during weight bearing knee flexion*. *Journal of Orthopaedic Research*, 23, 340-344.
147. Li G., Most E., DeFrate L.E., Suggs J.F., Gill T.J., Rubash H.E. [2004] *Effect of the posterior cruciate ligament on posterior stability of the knee in high flexion*. *Journal of Biomechanics*, 37: 779-783.
148. Lloyd R.S., Faigenbaum A.D., Stone M.H., Oliver J.L., Jeffreys I., Moody J.A., Brewer C., Pierce K.C., McCambridge T.M., Howard R., Herrington L., Hainline B., Micheli L.J., Jaques R., Kraemer W.J., McBride M.G., Best T.M., Chu D.A., Alvar B.A., Myer G.D. (2014) *Position statement on youth resistance training: The 2014 International Consensus*. *British Journal of Sports Medicine*. 48(7), 498-505.
149. Lorenzetti S. Gulay T., Stoop M. et al., (2012) *Comparison of the angles and corresponding moments in the knee and hip during restricted and unrestricted squats*. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26 (10), 2829-2836.

150. Lubans D.R., Morgan P.J., Cliff D.P., Barnett L.M., Okely A.D. (2010) *Fundamental movement skills in children and adolescents*. Sports Medicine, 40 (12), 1019–1035.
151. Luera M.J., Stock M.S., Chappell A.D.W. (2014) *Electromyographic amplitude vs. concentric and eccentric squat force relationships for monoarticular and biarticular thigh muscles*. Journal of Strength and Conditioning Research, 28(2), 328–338.
152. Lutz G.E., Palmitier R.A., An K.N., Chao E.Y. (1993) *Comparison of tibiofemoral joint forces during open kinetic chain and closed kinetic chain exercises*. The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume, 75, 732–739.
153. Luttgens K., Hamilton N. (1997) *Kinesiology*. 9th edn., Brown & Benchmark, Madison, WI.
154. Madson N., McLaughlin T.M. (1984) *Kinematic factors influencing performance and injury risk in the bench press exercise*. Medicine and Science in Sports and Exercise, 16, 376-381.
155. Maksimowicz-Ajchel A. (2007) *Wstęp do statystyki: Metody opisu statystycznego*, Wydawnictwo Uniwersytetu Warszawskiego, Warszawa.
156. Malouin, F. (1995) *Observational gait analysis*. [In:] R.L. Craik, C.A. Vatis (eds.), *Gait Analysis: Theory and Applications*, Mosby, St. Louis, MO, 113-124.
157. Mangus B.C., Takahashi M., Mercer J.A., Holcomb W.R., Wesley McWhorter J., Sanchez R. (2006) *Investigation of vertical jump performance after completing heavy squat exercises*. Journal of Strength and Conditioning Research, 20(3), 597-600.
158. Marchetti P.H., da Silva J.J., Schoenfeld B.J. et al. (2016) *Muscle activation differs between three different knee joint-angle positions during a maximal isometric back squat exercise*. The Journal of Sports Medicine, vol. 2016, Article ID 3846123.
159. Markolf K.L., Gorek J.F., Kabo J.M., Shapiro M.S. (1990) *Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament: An in vitro study performed with a new experimental technique*. Journal of Bone and Joint Surgery, 72, 557–567.
160. Maroński R. (1994) *On optimal velocity during cycling*. Journal of Biomechanics, 27, 205-213.
161. Marques M.C., Van Den Tillar R., Vescovi J.D., Gonzalez-Badillo J.J. (2007) *Relationship between throwing velocity, muscle power, and bar velocity during bench press in elite handball players*. International Journal of Sports Physiology and Performance, 2, 414-422.
162. Maszczyk A., Gołaś A., Czuba M., Król H. i 8 autorów, Zajac A. (2016) *EMG analysis and modelling of flat bench press using artificial neural networks*. South African Journal for Research in Sport, Physical Education and Recreation, 38(1), 91-103.
163. Matanin M. J. (1993) *Effects of performance principle training on correct analysis and diagnosis of motor skills*. Ph.D. dissertation. Ohio State University. Dissertation Abstracts International, 54, 1724A.
164. Matsumoto H., Suda Y., Otani T., Niki Y., Seedhom B.B., Fujikawa K. (2001) *Roles of the anterior cruciate ligament and the medial collateral ligament in preventing valgus instability*. Journal of Orthopaedic Science, 6, 28–32.
165. Matwiejew L.P. (1979) *Zasady kształtowania techniki sportowej*. Sport Wyczynowy, 9-10, 3-14.
166. McBride J.M., Cormie P., Deane R. (2006) *Isometric squat force output and muscle activity in stable and unstable conditions*. Journal of Strength and Conditioning Research, 20, 915–918.

167. McBride J.M., Skinner J.W., Schafer P.C., Haines T.L., Kirby T.J. (2010) *Comparison of kinetic variables and muscle activity during a squat vs. a box squat*. Journal of Strength and Conditioning Research, 24, 3195–3199.
168. McCaw S.T., Melrose D.R. (1999) *Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat*. Medicine and Science in Sports and Exercise, 31(3), 428–436.
169. McGill S.M., Norman R.W. (1985) *Dynamically and statically determined low back moments during lifting*. Journal of Biomechanics, 18 (12), 877–885.
170. McGill SM., Norman, R.W., Sharatt M.T. (1990) *The effect of an abdominal belt on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure during squat lifts*. Ergonomics, 33, 147–160.
171. McGinnis P.M. (1999) *Biomechanics for Sport and Exercise*. Human Kinetics, Champaign, IL.
172. McKean M.R., Dunn P.K., Burkett B.J. (2010) *The lumbar and sacrum movement pattern during the back squat exercise*. Journal of Strength and Conditioning Research, 24 (10), 2731–2741.
173. McLaughlin T.M., Lardner T.J., Dillman C.J. (1978) *Kinetics of the parallel squat*. Research Quarterly American Alliance for Health, Physical Education and Recreation, 49,175–189.
174. McLean S., Holthe M.J., Vint P.F., Beckett K.D., Hinrichs R.N. (2000) *Addition of an approach to a swimming relay start*. Journal of Applied Biomechanics, 16, 342-355.
175. McNeal J.R., Sands W.A., Shultz B.B. (2007) *Muscle activation characteristics of tumbling take-offs*. Sport Biomechanics, 6, 375-390.
176. McPherson M. (1990) *A systematic approach to skill analysis*. Sports Science Periodical on Research Technology in Sport, 11(1), 1-10.
177. Meinel K. (1962) *Bewegungslehre – Versuch einer Theorie der sportlichen Bewegung unter pädagogischen Aspekt*. Volk und Wissen Volkseigener Verlag, Berlin.
178. Meinel K., Schnabel G. (1976, 1998) *Bewegungslehre – Sportmotorik*. 4 und 9 Auflage, Volk und Wissen Volkseigener Verlag, Berlin.
179. Miletello W.M., Beam J.R., Cooper Z.C. (2009) *A biomechanical analysis of the squat between competitive collegiate, competitive high school, and novice powerlifters*. Journal of Strength and Conditioning Research, 23(5), 611–1617.
180. Mirzabeigi, Jordan C., Gronley J.K., Rockowitz N.L., Perry J. (1999) *Isolation of the vastus medialis oblique muscle during exercise*. American Journal of SportsMedicine, 27, 50–53.
181. Miyamoto K., Iinuma N., Maeda M., Wada E., Shimizu K. (1999) *Effects of abdominal belts on intra-abdominal pressure, intra-muscular pressure in the erector spinae muscles and myoelectrical activities of trunk muscles*. Clinical Biomechanics, 14, 79–87.
182. Molbech S. (1965) *On the paradoxical effect of some twojoint muscles*. Acta Morphologica Neerlando-Scandinavica, 6, 171–176.
183. Morriss C.J. (1998) *Coordination patterns in the performances of an elite javelin thrower*. Journal of Sports Sciences, 16, 12-13.
184. Moyer R.F., Birmingham T.B., Bryant D.M., Giffin J.R., Marriott K.A., Leitch K.M. (2015) *Biomechanical effects of valgus knee bracing: a systematic review and meta-analysis*. Osteoarthritis Cartilage, 23(2), 178-188.

185. Murray N., Cipriani D., O'rand D., Reed-Jones R. (2013) *Effects of foot position during squatting on the quadriceps femoris: an electromyographic study*. International Journal of Exercise Science, 6(2), 114-125.
186. Myer G.D., Ford K.R., Hewett T.E. (2004) *Rationale and Clinical Techniques for Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention Among Female Athletes*. Journal of Athletic Training, 39(4), 352-364.
187. Myer G.D., Ford K.R., Palumbo J.P., Hewett T.E. (2005) *Neuromuscular training improves performance and lower-extremity biomechanics in female athletes*. Journal of Strength and Conditioning Research, 19(1), 51-60.
188. Myer G.D., Chu D.A., Brent J.L., Hewett T.E. (2008a) *Trunk and hip control neuromuscular training for the prevention of knee joint injury*. Clinics in Sports Medicine, 27(3), 425-448.
189. Myer G.D., Paterno M.V., Ford K.R., Hewett T.E. (2008b) *Neuromuscular training techniques to target deficits before return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction*. Journal of Strength and Conditioning Research, 22(3), 987-1014.
190. Myer G.D., Faigenbaum A.D., Chu D.A., Falkel J., Ford K.R., Best T.M., Hewett T.E. (2011a) *Integrative training for children and adolescents: techniques and practices for reducing sports-related injuries and enhancing athletic performance*. The Physician and Sports Medicine, 39(1), 74-84.
191. Myer G.D., Faigenbaum A.D., Ford K.R., Best T.M., Bergeron M.F., Hewett T.E. (2011b) *When to initiate integrative neuromuscular training to reduce sports-related injuries and enhance health in youth?* Current Sports Medicine Reports, 10(3), 155-166.
192. Myer G.D., Brent J.L., Ford K.R., Hewett T.E. (2011c) *Real-time assessment and neuromuscular training feedback techniques to prevent ACL injury in female athletes*. Strength and Conditioning Journal, 33(3), 21-35.
193. Myer G.D., Kushner A.M., Brent J.L. et al. (2014a) *The back squat: a proposed assessment of functional deficits and technical factors that limit performance*. Strength & Conditioning Journal, 36(6), 4-27.
194. Myer G.D., Kushner A.M., Brent J.L., Schoenfeld B.J., Hugentobler J., Lloyd R.S., Vermeil A., Chu D.A., Harbin J., McGill S.M. (2014b) *The back squat: A proposed assessment of functional deficits and technical factors that limit performance*. Strength and Conditioning Journal, 36(6), 4-27.
195. Myer G.D., Kushner A.M., Faigenbaum A.D., Kiefer A., Kashikar-Zuck S., Clark J.F. (2013) *Training the developing brain, part I: cognitive developmental considerations for training youth*. Current Sports Medicine Reports, 12(5), 304-310.
196. Nagano A., Ishige Y., Fukashiro S. (1998) *Comparison of new approaches to estimate mechanical output of individual joints in vertical jumps*. Journal of Biomechanics, 31, 951-955.
197. Nagura T., Dyrby C.O., Alexander E.J., Andriacchi T.P. (2002) *Mechanical loads at the knee joint during deep flexion*. Journal of Orthopedic Research, 20, 881-886.
198. Nawrat A., Król H. (1990) *Ruchy zamachowe w podnoszeniu ciężarów*. Rocznik Naukowy AWF w Katowicach, 18, 23-36.
199. Newton R.U., Kraemer W.J., Häkkinen K., Humphries B.J., Murphy A.J. (1996) *Kinematics, kinetics and muscle activation during explosive upper-body movement*. Journal of Applied Biomechanics, 12, 31-43.

200. Newton R.U., Murphy A.J., Humphries B.J., Wilson G., Kraemer W.J., Häkkinen K. (1997) *Influence of load and stretch shortening cycle on the kinematics, kinetics and muscle activation that occurs during explosive upper body movements*. European Journal of Applied Physiology, 75, 333-342.
201. Nielsen A.B., Beauchamp L. (1992) *The effect of training in conceptual kinesiology on feedback provision patterns*. Journal of Teaching in Physical Education, 11, 126-138.
202. Ninos J.C., Irrgang J.J., Burdett R., Weiss J.R. (1997) *Electromyographic analysis of the squat performed in self-selected lower extremity neutral rotation and 30° of lower extremity turn-out from the self-selected neutral position*. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 25(5), 307-315.
203. Nisell R., Ekholm J. (1986) *Joint load during the parallel squat in powerlifting and force analysis of in vivo bilateral quadriceps tendon rupture*. Scandinavian Journal of Sports Sciences 8, 63–70.
204. Nixdorf E., Brüggemann G.P. (1990) *Biomechanical analysis of the long jump*. [In:] G.P. Brüggemann, B. Glad (eds.) Scientific Research Project at the Games of the XXIVth Olympiad – Seoul 1988, International Athletic Federation, Monaco, 263-301.
205. Norman R.W. (1975) *Biomechanics for the community coach*. Journal of Physical Education, Recreation and Dance, 46(3), 49-52.
206. Northrip J.W., Logan G.A., McKinny W.C. (1974) *Introduction to Biomechanics Analysis of Sport*. W.C. Brown, Dubuque, IA.
207. Palmitier R.A., An K.N., Scott S.G. Chao E.Y. (1991) *Kinetic chain exercise in knee rehabilitation*. Sports Medicine, 11, 402-413.
208. Panariello R.A., Backus S.I., Parker J.W. (1994) *The effect of the squat exercise on anterior-posterior knee translation in professional football players*. The American Journal of Sports Medicine, 22, 768-773.
209. Pandy M.G., Zajac F.E. (1991) *Optimal muscular coordination strategies for jumping*. Journal of Biomechanics, 24, 1-10.
210. 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.
211. Paoli A., Marcolin G., Petrone N. (2009) *The effect of stance width on the electromyographical activity of eight superficial thigh muscles during back squat with different bar loads*. Journal of Strength and Conditioning Research, 23(1), 246–250.
212. Pereira G.R., Leporace G., Chagas D.V., Furtado L.F., Praxedes J., Batista L.A. (2010) *Influence of hip external rotation on hip adductor and rectus femoris myoelectric activity during a dynamic parallel squat*. Journal of Strength and Conditioning Research 24, 2749–2754.
213. Pick J., Becque M.D. (2000) *The relationship between training status and intensity on muscle activation and relative sub-maximal lifting capacity during the back squat*. Journal of Strength and Conditioning Research, 14(2), 175-181.
214. Popow G.I. (1986) *Kształtowanie nawyków ruchowych biegaczy za pomocą zewnętrznych układów sterujących*. Zeszyty Naukowe AWF we Wrocławiu, 42, 149-151.
215. Porth C.J., Bamrah W.S., Tristani F.E. Smith J.J. (1984) *The Valsalva maneuver: mechanisms and clinical implications*. Heart and Lung. The Journal of Acute and Critical Care, 13(5), 507-518.
216. Prilutsky B.U., Zatsiorsky V.M. (1994) *Tendon action of two-joint muscles: Transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing and running*. Journal of Biomechanics, 27, 25–34.

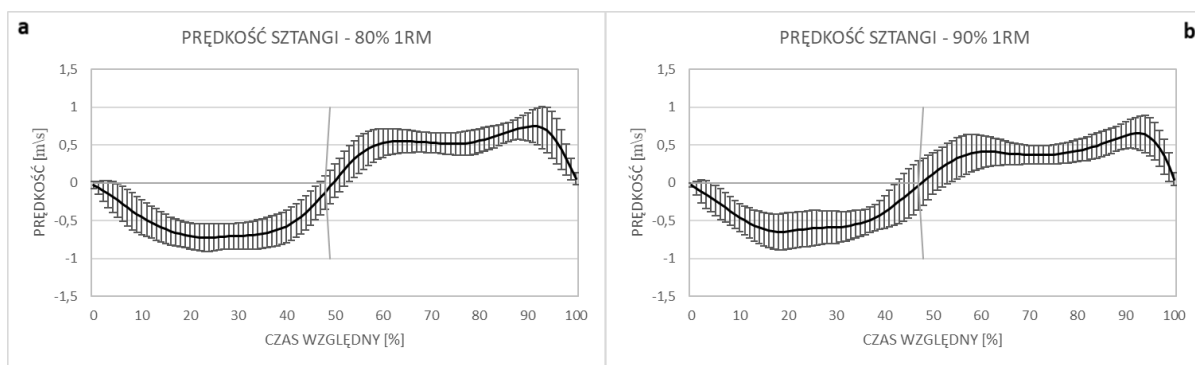
217. Pstras L., Thomaseth K., Waniewski J., Balzani I., Bellavere F. (2015) *The Valsalva manoeuvre: physiology and clinical examples*. *Acta Physiologica*, 217(2), 1-17.
218. Putman C.A. (1991) *A segment interaction analysis of proximal-to-distal sequential segment motion patterns*. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23, 130-144.
219. Race A., Amis A.A. (1994) *The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament*. *Journal of Biomechanics*, 27, 13-24.
220. Raczek J. (2014) *Antropomotoryka. Teoria motoryczności człowieka w zarysie*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa.
221. Rasch P.J. Burke R.K. (1974) *Kinesiology and Applied Anatomy* (5th ed.). Lea and Febiger, Philadelphia, PA.
222. Ratow L.P. (1994) *Dwigatielnyje wozmožnosti člowieka*. Połymia, Mińsk.
223. Rubinstein S.L. (1984) *Grundlagen der allgemeinen Psychologie*. Volk und Wissen, Berlin.
224. Runeson S. Frykholm G. (1981) *Visual perception of lifted weight*. *Journal of Experimental Psychology*, 7, 733-740.
225. Russell P.J., Phillips S.J. (1989) *A preliminary comparison of front and back squat exercise*. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 60, 201-208.
226. Ryguła I. (2000) *Narzędzia analizy systemowej treningu sportowego*. Akademia Wychowania Fizycznego, Katowice.
227. Saeterbakken A.H., M.S. Fimland (2013) *Muscle force output and electromyographic activity in squats with various unstable surfaces*. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(1), 130-136.
228. Sahli S., Rebai H., Elleuch M.H., Tabka Z., Poumarat G. (2008) *Tibiofemoral joint kinetics during squatting with increasing external load*. *Journal of Sport Rehabilitation* 17, 300-315.
229. Sanders R.H. (1995) *Effect of ability on twisting techniques in forward somersaults on the trampoline*. *Journal of Applied Biomechanics*, 11, 267-287.
230. Sanders R.H. (1998) *Mid-pool technique analysis: an alternative to the stroke length/frequency approach*. [In:] H. Fu, E.P. Chien, P.K. Chung (eds.) *The XIIIth FINA World Sports Medicine Congress*, Peacock Printing Press, Hong Kong, 83-95.
231. Sanders R.H. (1999) *A model of kinematic variables determining height achieved in water polo boosts*. *Journal of Applied Biomechanics*, 15, 270-283.
232. Santana J.C., Vera-Garcia F.J., McGill S.M. (2007) *A Kinetic and electromyographic comparison of the standing cable press and bench press*. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(4), 1271-1279.
233. Sasaki M., Horio H., Wakasa M., Uemura S., Osawa Y. (2008) *Influence of quadriceps femoris fatigue on low back load during lifting of loads at different distances from the toes*. *Journal of Physical Therapy Science*, 20, 81-89.
234. 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.
235. Schoenfeld B.J. (2010) *Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance*. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24 (12), 3497-3506.
236. Schwanbeck S., Chilibeck P.D., Binsted G. (2009) *A comparison of a free weight squat to a smith machine squat using electromyography*. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23, 2588-2591.

237. Senter C., Hame S.L. (2006) *Biomechanical analysis of tibial torque and knee flexion angle: implications for understanding knee injury*. *Sports Medicine*, 36(8), 635–641.
238. Shimano T., Kraemer W.J., et al. Spiering, A., Volek J.S., Hatfield D.L. et al. (2006) *Relationship between the number of repetitions and selected percentages of one repetition maximum in free weight exercises in trained and untrained men*. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(4), 819–823.
239. Signorile J.F., Kwiatkowski K., Caruso J.F., Robertson B. (1995) *Effect of foot position on the electromyographical activity of the superficial quadriceps muscles during the parallel squat and knee extension*. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 9, 182–187.
240. Sihvonen S., Sipila S., Taskinen S., Era P. (2004) *Fall incidence in frail older women after individualized visual feedback-based balance training*. *Gerontology*, 50, 411–416.
241. Slater L.V., Hart J.M. (2017) *Muscle activation patterns during different squat techniques*. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(3), 667–676.
242. Solomonow M., Baratta R., Zhou B.H., Shoji H., Bose W., Beck C., D'Ambrosia R. (1987) *The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability*. *American Journal of Sports Medicine*, 15, 207–213.
243. 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.
244. Sprigings E.J., Neal R.J. (2000) *An insight into the importance of wrist torque in driving the golfball: a simulation study*. *Journal of Applied Biomechanics*, 16, 356–366.
245. Stoppani J. (2006) *Encyclopedia of Muscle and Strength*. Human Kinetics Publishers, Champaign, IL.
246. Stoutenberg M., Pluchino A.P, Ma F., Hector J.E. Signorile J.F. (2005) *The impact of foot position on electromyographical activity of the superficial quadriceps muscles during leg extension*. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(4), 931–938.
247. Swinton P.A., Aspe R., Keogh J. (2012a) *Electromyographic comparison of the back squat and overhead squat*. 30th Annual Conference of Biomechanics in Sports–Melbourne 220–223.
248. Swinton P.A., Lloyd R., Keogh J.W., Agouris I., Stewart A.D. (2012b, 2018) *A biomechanical comparison of the traditional squat, powerlifting squat, and box squat*. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(7), 1805–1816.
249. Takei Y. (1991) *Comparison of blocking and post-flight techniques of male gymnasts performing the 1988 Olympic compulsory vault*. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7, 371–391.
250. Takei Y., Dunn J.H., Nohara H., Kamimura M. (1995) *New outer grip technique used by elite gymnasts in performing fledge to handstand mount*. *Journal of Applied Biomechanics*, 11, 188–204.
251. Takei Y. (1998) *Three dimensional analysis of handspring with full turn vault: deterministic model, coaches' beliefs and judges' scores*. *Journal of Applied Biomechanics*, 14, 190–210.
252. Tan B. (1999) *Manipulating resistance training program variables to optimize maximum strength in men: a review*. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 13(3), 289–304.
253. Temprado J.J., Della-Grasta M., Farrell M., Laurent M. (1997) *A novice-expert comparison of (intra-limb) coordination subserving the volleyball serve*. *Human Movement Science*, 16, 653–676.

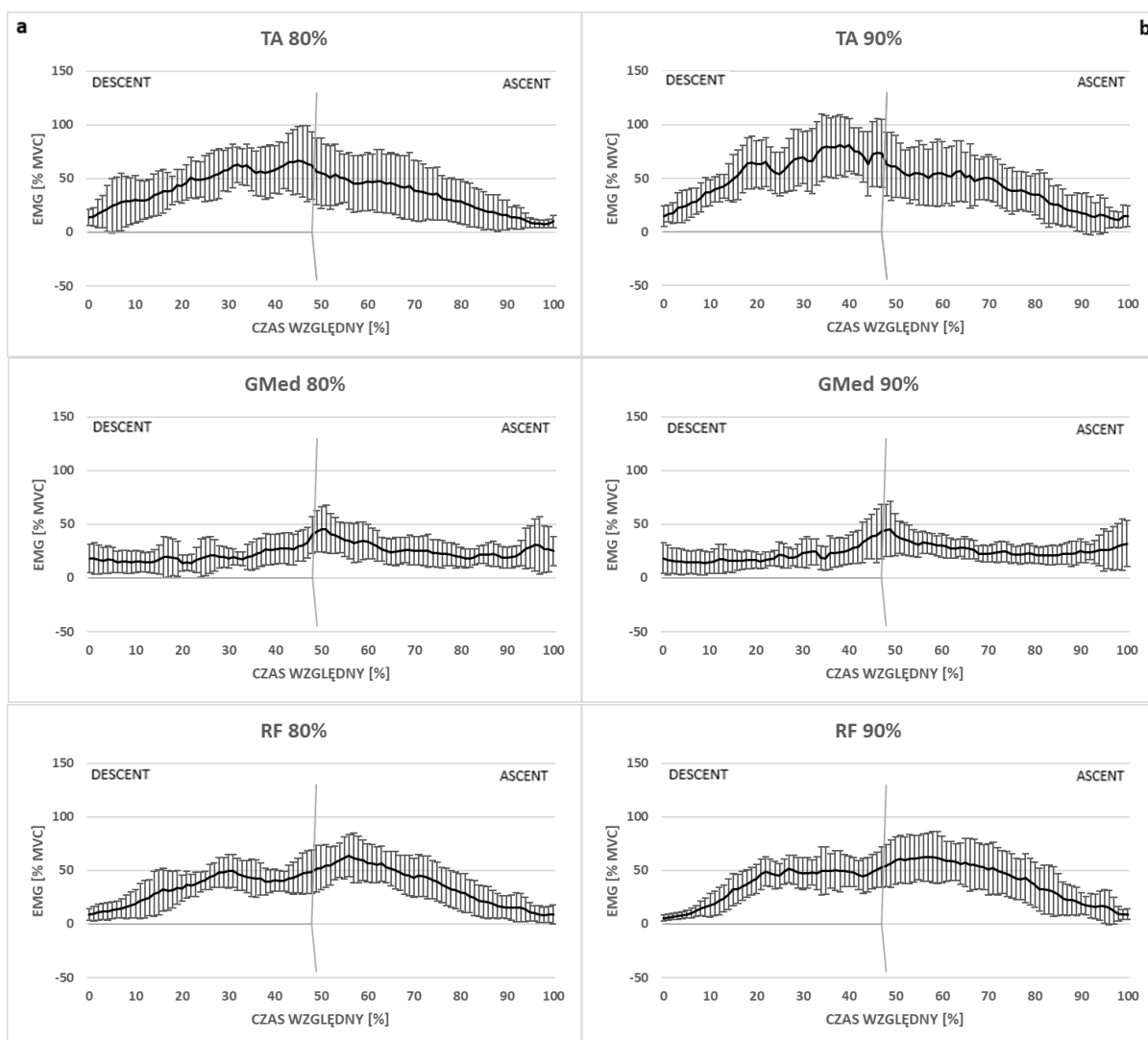
254. Tidow G. (1990) *Models for teaching techniques and assessing movements in athletics: the long jump*. Track Technique, 113, 3607-3615.
255. Toutoungi D.E., Lu T.W., Leardini A., Catani F., O'Connor JJ. (2000) *Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises*. Clinical Biomechanics, 15, 176-187.
256. Trafimow J.H., Schipplein O.D., Novak G.J., Andersson G.B. (1993) *The effects of quadriceps fatigue on the technique of lifting*. Spine, 18, 364-367.
257. Trzaskoma Z. (1972) *Kryteria oceny techniki w podnoszeniu ciężarów*. Sport Wyczynowy, 5, 1-3.
258. Trzaskoma Z. (1985) *Wybrane zagadnienia procesu treningowego w podnoszeniu ciężarów*. Prace i Materiały Instytutu Sportu, tom VI, Warszawa.
259. Vagos J.P., Nitz A.J., Threlkeld A.J., Shapiro R., Horn T. (1994) *Electromyographic activity of selected trunk and hip muscles during a squat lift. Effect of varying the lumbar posture*. Spine, 19, 687-695.
260. van den Tillaar R. (2015) *Kinematics and muscle activation around the sticking region in free-weight barbell back squats*. Kinesiology Slovenica, 21(1), 15-25.
261. van den Tillaar R., Ettema G. (2009) *A comparison of kinematics and muscle activity between successful and un-successful attempts in bench press*. Medicine and Science in Sports and Exercise, 41, 2056-2063.
262. van den Tillaar R., Ettema G. (2013) *A comparison of muscle activity in concentric and counter movement maximum bench press*. Journal of Human Kinetics, 8 (38), 63-71.
263. van den Tillaar R., Saeterbakken A.H., Ettema G. (2012) *Is the occurrence of the sticking region the result of diminishing potentiation in bench press*. Journal of Sports Sciences, 30, 591-599.
264. van den Tillaar R., Andersen V., Saeterbakken A.H. (2014) *The existence of a sticking region in free weight squats*. Journal of Human Kinetics, 42, 63-71.
265. van Ingen Schenau G.J. (1984) *An alternative view of the concept of utilization of elastic energy in human movement*. Human Movement Science, 3, 301-336.
266. 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.
267. van Soest A.J., Schwab A.L., Bobbert M.F., Van Ingen Schenau G.J. (1993) *The influence of the biarticularity of the gastrocnemius on vertical-jumping achievement*. Journal of Biomechanics, 26, 1-8.
268. 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.
269. Wallace BJ., Winchester JB., McGuigan MR. (2006) *Effects of elastic bands on force and power characteristics during the back squat exercise*. Journal of Strength and Conditioning Research, 20(2), 268-272.
270. Walsh J.C., Quinlan J.F., Stapleton R., FitzPatrick D.P., McCormack D. (2007) *Three-dimensional motion analysis of the lumbar spine during 'free squat' weight lift training*. American Journal of Sports Medicine, 35, 927-932.
271. Walshe A.D., Wilson G.J., Ettema G.J. (1998) *Stretch-shorten cycle compared with isometric preload: Contributions to enhanced muscular performance*. Journal of Applied Physiology, 84, 97-106.
272. Watkins J. (1999) *Structure and Function of the Musculoskeletal System*. Human Kinetics Publishers, Champaign, IL.

273. Wells K.F. (1966) *Kinesiology: The Scientific Basis of Human Movement*. W.B. Saunders, Philadelphia, PA.
274. Wilk K.E., Escamilla R.F., Fleisig G.S., Barrentine S.W., Andrews J.R., Boyd M.L. (1996) *A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises*. American Journal of Sports Medicine, 24, 518–527.
275. Wilkinson S. (1996) *Visual analysis of the overarm throw and related sport skills: Training and transfer effects*. Journal of Teaching in Physical Education, 16, 66–78.
276. Williams E.U., Tannehill D. (1999) *Effects of a multimedia performance principle training program on correct analysis and diagnosis of throw like movements*. The Physical Educator, 56, 143–154.
277. 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 Science Sport Exercises, 23, 364–370.
278. Winter D.A. (1990) *Biomechanics and motor control of human movement* (2nd ed.). John Wiley & Sons, Toronto.
279. Wretenberg P., Feng Y., Lindberg F., Arborelius W. (1993) *Joint moments of force and quadriceps activity during squatting exercise*. Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports, 3, 244–250.
280. Yan B., Li M. (2000) *Shot put technique analysis using an ANN AMT model*. [In:] Y. Hong, D.P. Johns (eds.), Proceedings of the XVIII International Symposium on Biomechanics in Sports, The Chinese University of Hong Kong, Hong Kong, 2, 580–584.
281. 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.
282. Yasuda K., Sasaki T. (1987) *Exercise after anterior cruciate ligament reconstruction: the force exerted on the tibia by the separate isometric contractions of the quadriceps or the hamstrings*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 220, 275–283.
283. Yavuz H.U., Erdag D. (2017) *Kinematic and electromyographic activity changes during back squat with submaximal and maximal loading*. Applied Bionics and Biomechanics, Article ID 9084725, 8 pages.
284. Yavuz H.U., Erdag D., Amca A.M., Arıtan S. (2015) *Kinematic and EMG activities during front and back squat variations in maximum loads*. Journal of Sports Sciences, 33 (10), 1058–1066.
285. Yeadon M.R., Atha J., Hales F.D. (1990) *The simulation of aerial movements part IV: a computer simulation model*. Journal of Biomechanics, 23, 85–89.
286. Youdas J.W., Hollman J.H., Hitchcock J.R., Hoyme G.J., Johnsen J.J. (2007) *Comparison of hamstring and quadriceps femoris electromyographic activity between men and women during a single-limb squat on both a stable and labile surface*. Journal of Strength and Conditioning Research, 21(1), 105–111.
287. Zajac F.E. (1993) *Muscle coordination of movement: A perspective*. Journal of Biomechanics, 26 (Suppl. 1), 109–124.
288. 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.
289. Zink A.J., Whiting W.C., Vincent W.J., McLaine A.J. (2001) *The effects of a weight belt on trunk and leg muscle activity and joint kinematics during the squat exercise*. Journal of Strength and Conditioning Research, 15(2), 235–240.

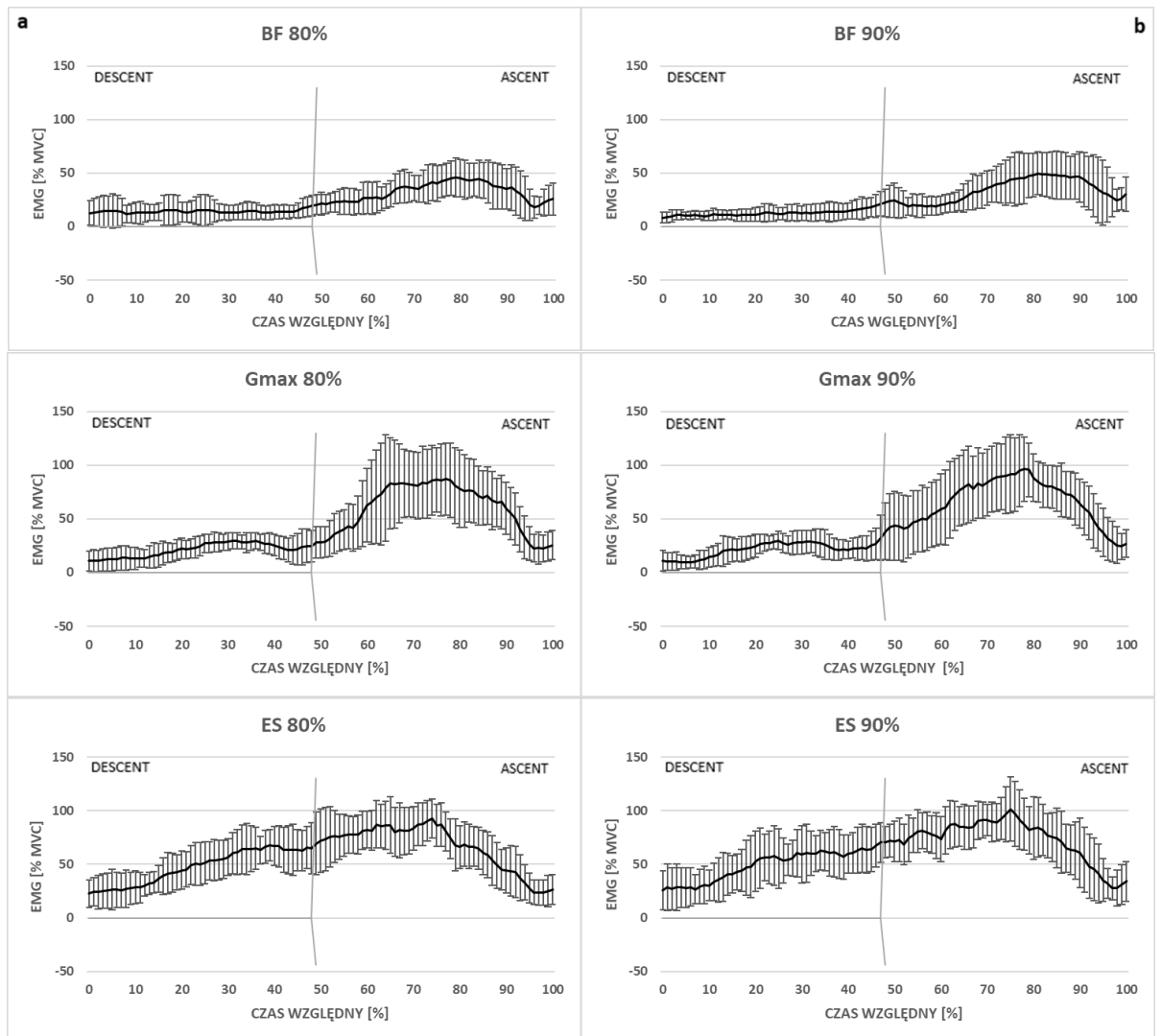
DODATEK



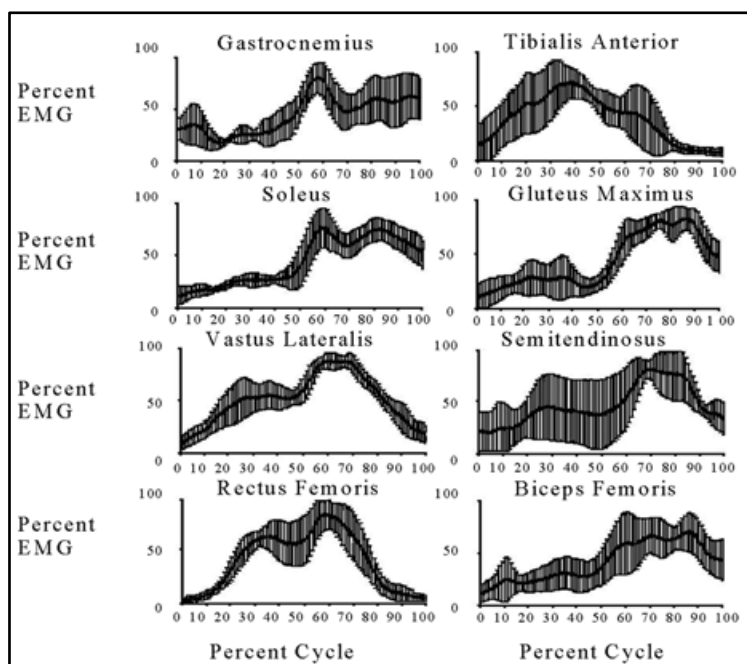
Rycina. D.1. Pionowa prędkość sztangi ($Mean \pm SD$) podczas pełnego przysiadu z tyłu z obciążeniem: a) 80% 1RM i b) 90% 1RM



Rycina D.2A. Znormalizowane profile (liniowe obwiednie) EMG ($Mean \pm SD$) głównych mięśni lewej kończyny dolnej podczas pełnego przysiadu z tyłu z obciążeniem: a) 80% 1RM i b) 90% 1RM



Rycina D.2B. Znormalizowane profile (liniowe obwiednie) EMG ($Mean \pm SD$) głównych mięśni lewej kończyny dolnej podczas pelego przysiadu z tyłu z obciążeniem: a) 80% 1RM i b) 90% 1RM.



Rycina D.3. Liniowe obwiednie EMG (*Mean*, \pm *SD*) głównych mięśni kończyn dolnych podczas pełnego przysiadu z tyłu z obciążeniem 80% 1RM, w procentach maksymalnego dowolnego skurczu (MVC). Za: Robertson i wsp. [2008].

Tabela D.1. Wyniki nieparametrycznego testu par Wilcozona dla znormalizowanej aktywności bioelektrycznej głównych mięśni w fazie *descent* przysiadu z tyłu z obciążeniem 80% i 90% 1RM

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	<i>T</i>	<i>p</i>
Piszczelowy przedni (TA)	80%; 90%	10	0	0,0051
Brzuchaty łydki (G_{med})	80%; 90%	10	22	0,5751
Prosty uda (RF)	80%; 90%	10	7,5	0,0415
Dwugłowy uda (BF)	80%; 90%	10	24	0,7213
Pośladkowy wielki (G_{max})	80%; 90%	10	25	0,7989
Prostownik grzbietu (ES)	80%; 90%	8	7	0,1235

- na czerwono zaznaczono poziom istotności $p \leq 0,05$; *T* – wartość testu Wilcozona dla grupy $N < 25$.

Tabela D.2. Wyniki nieparametrycznego testu par Wilcozona dla znormalizowanej aktywności bioelektrycznej głównych mięśni w fazie *ascent* przysiadu z tyłu z obciążeniem 80% i 90% 1RM

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	<i>T</i>	<i>p</i>
Piszczelowy przedni (TA)	80%; 90%	10	6,5	0,0323
Brzuchaty łydki (G_{med})	80%; 90%	10	27	0,9594
Prosty uda (RF)	80%; 90%	10	9	0,0593
Dwugłowy uda (BF)	80%; 90%	9	15,5	0,4069
Pośladkowy wielki (G_{max})	80%; 90%	10	10,5	0,0831
Prostownik grzbietu (ES)	80%; 90%	8	4	0,0450

Tabela D.3. Wyniki nieparametrycznego testu par Wilcoxona dla znormalizowanej aktywności bioelektrycznej głównych mięśni w fazie *descent* przysiadu z tyłu z obciążeniem 80% i 100% 1RM

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	p
Piszczelowy przedni (TA)	80%; 100%	10	5	0,0218
Brzuchaty łydki (G_{med})	80%; 100%	10	8	0,0469
Prosty uda (RF)	80%; 100%	10	3	0,0125
Dwugłowy uda (BF)	80%; 100%	10	10	0,0745
Pośladkowy wielki (G_{max})	80%; 100%	10	3	0,0125
Prostownik grzbietu (ES)	80%; 100%	8	6	0,0929

Tabela D.4. Wyniki nieparametrycznego testu par Wilcoxona dla znormalizowanej aktywności bioelektrycznej głównych mięśni w fazie *ascent* przysiadu z tyłu z obciążeniem 80% i 100% 1RM

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	p
Piszczelowy przedni (TA)	80%; 100%	10	0	0,0051
Brzuchaty łydki (G_{med})	80%; 100%	10	19	0,3863
Prosty uda (RF)	80%; 100%	10	0	0,0051
Dwugłowy uda (BF)	80%; 100%	10	11	0,0926
Pośladkowy wielki (G_{max})	80%; 100%	10	1	0,0069
Prostownik grzbietu (ES)	80%; 100%	8	1	0,0173

Tabela D.5. Wyniki nieparametrycznego testu par Wilcoxona dla znormalizowanej aktywności bioelektrycznej głównych mięśni w fazie *descent* przysiadu z tyłu z obciążeniem 90% i 100% 1RM

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	p
Piszczelowy przedni (TA)	90%; 100%	10	27	0,9594
Brzuchaty łydki (G_{med})	90%; 100%	10	5	0,0218
Prosty uda (RF)	90%; 100%	10	11	0,0926
Dwugłowy uda (BF)	90%; 100%	10	1	0,0069
Pośladkowy wielki (G_{max})	90%; 100%	10	1,5	0,0080
Prostownik grzbietu (ES)	90%; 100%	8	4	0,0450

Tabela D.6. Wyniki nieparametrycznego testu par Wilcoxona dla znormalizowanej aktywności bioelektrycznej głównych mięśni w fazie *ascent* przysiadu z tyłu z obciążeniem 90% i 100% 1RM

Mięsień	Para zmiennych	N ważnych przypadków	T	p
Piszczelowy przedni (TA)	90%; 100%	10	3	0,0125
Brzuchaty łydki (G_{med})	90%; 100%	10	26	0,8785
Prosty uda (RF)	90%; 100%	10	9	0,0593
Dwugłowy uda (BF)	90%; 100%	10	17	0,2845
Pośladkowy wielki (G_{max})	90%; 100%	10	0	0,0051
Prostownik grzbietu (ES)	90%; 100%	8	8	0,1614

STRESZCZENIE

Biorąc pod uwagę złożoność ćwiczenia i wiele zmiennych związanych z jego wykonaniem, zrozumienie biomechaniki przysiadu ma ogromne znaczenie zarówno dla osiągnięcia optymalnego rozwoju mięśni, jak i zmniejszenia możliwości odniesienia urazów związanych z trenowaniem. Zbadanie kinematyki, kinetyki i aktywności bioelektrycznej głównych mięśni, tj. poznanie struktury zewnętrznej i wewnętrznej pełnego przysiadu z tyłu (ze sztangą na barkach), w zależności od wielkości obciążenia, stanowiło cel pracy. W badaniach wzięło udział 11 zdrowych mężczyzn wykonujących rekreacyjnie ćwiczenia siłowe. Wszystkie pomiary były prowadzone w tych samych warunkach laboratoryjnych. Badani wykonywali kolejne pojedyncze powtórzenia pełnego przysiadu z tyłu ze wzrastającym obciążeniem (70, 80, 90 i 100% 1RM przewidywanej masy maksymalnej – cztery warunki testowe), aż do wyznaczenia jednego maksymalnego powtórzenia.

Przeprowadzono wielowymiarową analizę ruchu za pomocą systemu pomiarowego SmartE (BTS, Włochy), który składał się z sześciu kamer na podczerwień (120 Hz), zsynchronizowanych z modułem bezprzewodowym do pomiaru aktywności bioelektrycznej mięśni (Pocket EMG) oraz platformą siły (Kistler 9182C, Szwajcaria). Zastosowano zestaw pasywnych markerów, pozwalających na obliczenie wybranych parametrów ruchu osoby badanej. Modelowanie w przestrzeni 3D oraz obliczenia parametrów przeprowadzono za pomocą oprogramowania Smart Analyzer.

Aktywność elektryczną rejestrowano za pomocą elektrod powierzchniowych dla mięśni po obu stronach ciała (homologiczne): piszczelowego przedniego, przyśrodkowej części brzuchatego łydki, głowy długiej dwugłowego uda, prostego uda, pośladkowego wielkiego i odcinka lędźwiowego prostownika grzbietu. Elektrody umieszczono powyżej miejsc aktywności motorycznej mięśni, zgodnie z europejskimi zaleceniami SENIAM, dotyczącymi elektromiografii powierzchniowej [Hermens i wsp., 1999]. Sygnały EMG były próbkowane z częstotliwością 1 kHz. Wszystkie aktywne kanały miały ten sam zakres pomiarowy i były dopasowane do osoby badanej (zwykle +/- 5 mV). Sygnały analogowe zostały przetworzone na cyfrowe z 16-bitową rozdzielczością próbkowania i zebrane na jednostce pomiarowej. Sygnały były przesyłane bezpośrednio po pojedynczej próbie do komputera za pośrednictwem sieci Wi-Fi i te surowe sygnały EMG przefiltrowano (filtrem pasmowo-przepustowym Butterwortha 10-250 Hz), zgodnie z wytycznymi proponowanymi przez producenta. Następnie całą falę wyprostowano i wygładzono przy użyciu wartości skutecznej – średniokwadratowej (ang. *Root-Mean-Square* – RMS) z 100 ms ruchomym

oknem czasowym. Dalej sygnały RMS EMG zostały znormalizowane do maksymalnych amplitud dobrowolnego skurczu izometrycznego (ang. *Maximal Voluntary Isometric Contraction* – MVIC), zgodnie z europejskimi zaleceniami dla elektromiografii powierzchniowej - SENIAM [Hermens i in., 1999; Konrad, 2005]. Normalizację wykonano dla każdego mięśnia oddzielnie.

Rejestrowano pionową składową siły reakcji podłoża za pomocą piezoelektrycznej platformy siły Kistler 9182C (0,4 m × 0,6 m, 240 Hz), korzystając z oprogramowania Bioware v.1.0 (Kistler Instruments, Winterthur, Szwajcaria). Następnie charakterystyki $R(t)$ znormalizowano względem czasu i ciężaru układu ćwiczący-sztanga. Dalej, dla każdego z 4 warunków testowych, uśredniono wszystkie znormalizowane wykresy. Na uzyskanych wykresach $R(t)$ określono jeden charakterystyczny pik (R_{maks}) w fazie zejścia (ang. *descent*) i dwa piki (R_{maks1} i R_{maks2}) w fazie wznoszenia (ang. *ascent*).

Przy prawidłowo wykonanym ruchu, obrażenia związane z przysiadaniem są rzadkie [Watkins, 1999]. Jednak zła technika lub niewłaściwy sposób wykonania przysiadu może prowadzić do wielu dolegliwości, szczególnie w połączeniu z dużymi obciążeniami. Zdecydowanie zaleca się, aby ćwiczący był w stanie wykazać się umiejętnością przysiadania z obciążeniem równym swojemu ciężarowi ciała, zanim przejdzie do bardziej intensywnych odmian i pochodnych przysiadów z obciążeniem zewnętrznym oraz treningu plyometrycznego [Myer i wsp., 2014].

Podstawowy ruch przysiadania uważany jest przez wielu profesjonalistów za cenne, fundamentalne ćwiczenie treningowe, ponieważ jest pojedynczym, złożonym środkiem, bardzo podatnym na uwydatnianie deficytów biomechanicznych. Deficyty zidentyfikowane podczas przysiadów z tyłu, a pogarszające efektywność ich wykonania, to: nieefektywna rekrutacja jednostek motorycznych lub zła koordynacja nerwowo-mięśniowa, osłabienie mięśni, asymetria siły lub brak stabilności stawów i nierównomierność ruchów albo napięcia mięśni [Schoenfeld, 2010].

Podczas pełnego przysiadu z tyłu, poziom aktywności bioelektrycznej wszystkich badanych mięśni ogólnie rósł wraz ze wzrostem ciężaru podnoszonej sztangi. Choć istotne statystycznie okazały się jedynie różnice średniej aktywności EMG dla skrajnych obciążeń (70% i 100% 1RM), potwierdzają to jednak wcześniejsze wyniki, uzyskane m.in. przez Aspe'a i Swintona [2014] oraz Yavuza i Erdaga [2017]. Uzyskane profile EMG, tj. uśrednione liniowe obwiednie zapisów elektromiograficznych poszczególnych mięśni, w bardzo dużym stopniu zgodne są z charakterystykami Robertsona i wsp. [2008] Yavuza i wsp. [2015] oraz Yavuza i Erdaga [2017]. Średnia aktywność poszczególnych mięśni

w fazie *descent* przysiadu z tyłu ogólnie była mniejsza niż w fazie *ascent*. Wyjątkiem jest mięsień piszczelowy przedni, który w fazie *descent* wykazał większą aktywność, niezależnie od wielkości obciążenia.

Charakterystyki pionowej składowej siły reakcji podłoża, ze względu na kształt, bez względu na ciężar podnoszonej sztangi, są podobne; zawsze występuje jedno minimum w fazie *descent* oraz dwie wartości maksymalne i dwie minimalne w fazie *ascent*. Potwierdzają to również wcześniejsze wyniki, uzyskane m.in. przez Zinka i wsp. [2006] oraz Gulletta i wsp. [2009]. Największa siła na początku fazy *ascent* (R_{maks1}) wzrastała, a najmniejsza w fazie *descent* (R_{min}) i drugie minimum w fazie *ascent* (R_{min2}) malały, wraz ze wzrostem ciężaru podnoszonej sztangi. Jednak istotne statystycznie okazały się jedynie różnice wartości R_{maks1} ze wzrostem obciążenia z 70% do 100% 1RM.

Skutkiem działania siły jest prędkość sztangi. Dlatego charakterystyki siły są odzwierciedlone na krzywej prędkości. W fazie *ascent* pełnego przysiadu, przy obciążeniu 70% 1RM, prędkość osiągnęła jedno maksimum, a w próbach z obciążeniem 80, 90 i 100% 1RM występowały 2 prędkości maksymalne i jedna minimalna. Ten spadek prędkości sztangi nazywa się obszarem krytycznym (ang. *sticking region*) [Newton i wsp., 1997; Duffey i Challis, 2007; van den Tillaar i wsp., 2014; Król i Gołaś, 2017]. Ogólnie pionowa składowa prędkości sztangi zmniejszała się ze wzrostem ciężaru podnoszonej sztangi. Wraz ze wzrostem obciążenia zmienił się również czas fazy *descent* i *ascent*, a zatem i rytm przysiadu. Jednak tylko różnice między ekstremalnymi obciążeniami okazały się istotne statystycznie.

Zasadniczo związki korelacyjne między wybranymi parametrami kinetycznymi i kinematycznymi przysiadu a aktywnością bioelektryczną wybranych mięśni kończyn dolnych i tułowia tylko w sporadycznych przypadkach okazały się wysokie (współczynnik korelacji rang Spearmana $R = 0,6 \div 0,8$), niezależnie od ciężaru podnoszonej sztangi. Parametry kinetyczne i kinematyczne przysiadu częściej wykazywały silną korelację z aktywnością mięśnia dwugłowego uda, pośladkowego większego i prostownika grzbietu niż z piszczelowym przednim, brzuchatym łydki i prostym uda.

SUMMARY

Considering the complexity of the exercise and the many variables related to performance, understanding squat biomechanics is of great importance for both achieving optimal muscular development and reducing the prospect of a training-related injury. To examine the kinematics, kinetics, and electromyographic activity of main (primary) muscles, i.e., the external and internal structure of the full back squat, depends on of the weight of loading, was the aim of the study. Eleven healthy men recreationally performing strength exercises voluntarily participated in the research. All subjects were tested under the same conditions in a laboratory setting. The subjects performed consecutive sets of a single repetition of the full back squat with increasing load (70, 80, 90 and 100% 1RM of the anticipated maximum weight – four test conditions) until the appointment of one maximum repetition.

A multidimensional movement analysis was made with the measuring system Smart-E (BTS, Italy), which consisted of six infrared cameras (120 Hz), synchronized with a wireless module to measure muscle bioelectric activity (Pocket EMG), and the force platform (Kistler 9182C, Switzerland). The set of passive markers permitting the calculation of some chosen parameters of the subject were applied. Modeling in 3D space as well as calculations of parameters were performed with Smart Analyzer software.

Bioelectrical activity was recorded using surface electrodes for muscles on both sides of the body (homologous): *tibialis anterior* (TA), the medial part of *gastrocnemius medialis* (G_{Med}), the long head of the *biceps femoris* (BF), *rectus femoris* (RF), *gluteus maximus* (G_{Max}) and the lumbar section of *erector spinae* (ES). The electrodes were placed above the sites of muscle motor activity, in accordance with the European SENIAM recommendations for surface electromyography [Hermens et al., 1999]. The EMG signals were sampled at a 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 with 16 bit sampling resolution and collected on the measuring unit. The signals were transmitted immediately after a single trial, to a computer via Wi-Fi Network. The raw EMG signal was filtered (pass band Butterworth filter, 10-250 Hz). Next, the full-wave was rectified and smoothed using the root-mean-square (RMS) method with 100 ms mobile window. Then the RMS EMG signals were normalized to maximal voluntary isometric contraction (MVIC) amplitudes, in accordance with European Recommendations for Surface Electromyography – SENIAM [Hermens et al., 1999; Konrad, 2005]. Normalization was performed for each muscle separately.

The vertical component of the ground reaction force was recorded using the Kistler 9182C piezoelectric force platform (0.4 m × 0.6 m, 240 Hz) using the Bioware v.1.0 software (Kistler Instruments, Winterthur, Switzerland). Next, the $R(t)$ curves were normalized to time and to the weight of the athlete-barbell system. Then, for each of the 4 test conditions, all normalized characteristics were averaged. On the obtained $R(t)$ charts, determined one characteristic peak in the descent phase and two peaks in the ascent phase.

With proper movement, squat injuries are rare [Watkins, 1999]. However, a bad technique or the wrong way to do a squat can lead to many ailments, especially in combination with heavy loads. It is highly recommended that an individual is first able to demonstrate proficiency during body weight back squat performance before advancing to more intense variations and derivatives of squatting such as externally loaded squats and plyometric training [Myer et al., 2014]. The basic squat movement is considered by many professionals to be a valuable primary physical training exercise since it is a single compound maneuver that is highly sensitive to highlight biomechanical deficits. Deficits identified during the back squat that can impair performance can be categorized as either inefficient motor unit coordination or recruitment (neuromuscular), muscle weakness, strength asymmetry or joint instability (strength), and joint immobility or muscle tightness (mobility)[Schoenfeld, 2010].

During the full back squat, the level of bioelectrical activity of all examined muscles generally increased with increasing weight of the lifted barbell. Although only the differences in average EMG activity for extreme loads (70% and 100% 1RM) turned out to be statistically significant, this is confirmed by previous results, obtained, among others by Aspe and Swinton [2014] and Yavuz and Erdag [2017]. The EMG profiles obtained, i.e. the average linear envelopes of the electromyographic records of individual muscles, are very much consistent with the characteristics of Robertson et al. [2008] Yavuza et al. [2015] and Yavuza and Erdag [2017]. The average activity of individual muscles in the descent squat phase was generally lower than in the ascent phase. The exception is the *tibialis anterior* muscle, which in the descent phase showed greater activity, regardless of the size of the load.

The characteristics of the vertical component of the ground reaction force, due to their shape, regardless of the weight of the barbell being lifted, are similar; there is always one minimum value in the descent phase and two maximum values and two minimum values in the ascent phase. This is also confirmed by previous results, obtained among others by Zink et al. [2006] and Gullett et al. [2009]. The greatest force at the beginning of the ascent phase (R_{max1}) increases, and the lowest force of the descent phase (R_{min}) and a second minimum

of the ascent phase (R_{min2}) decreases with increasing weight of the bar. However, only the differences in R_{max1} with an increase in load from 70% to 100% 1RM turned out to be statistically significant.

The effect of the force action is the velocity of a barbell. Therefore, the force characteristics are reflected in the velocity curve. In the full back squatting ascent-phase, at a load of 70% 1RM, the velocity reached one maximum, and in attempts at 80, 90, and 100% 1RM, there were two maximum and one minimum velocities. This decrease in the barbell velocity is called the sticking region [Newton et al., 1997; Duffey and Challis, 2007; van den Tillaar et al., 2014; Król and Gołaś, 2017]. Generally, the vertical component of a barbell velocity decreases together with increasing weight of the barbell. With an increasing load, the time of the descent and ascent phase also changed, so the rhythm of the full squat changed. However, only the differences between the extreme loads turned out to be statistically significant.

In general, the correlation relationships between selected kinetic parameters and kinematic parameters of the squat and bioelectric activity of selected lower limb and torso muscles proved to be high (Spearman's rank correlation coefficient $R = 0.6 \div 0.8$) only in sporadic cases, regardless of the weight of the lifted barbell. The kinetic and kinematic parameters of the squat were more often showed a high correlation with the activity of the *biceps femoris*, *gluteus maximus* and *erector spinae* muscles than with the *tibialis anterior*, *gastrocnemius* and *rectus femoris* muscles.