

**Akademia Wychowania Fizycznego  
im. Jerzego Kukuczki w  
Katowicach**

**Dawid Gawel**

**WPLYW MIĘDZYWYSIŁKOWEJ OKLUZJI TĘTNICZEJ NA  
MOC MIĘŚNIOWĄ ORAZ WŁAŚCIWOŚCI  
BIOMECHANICZNE MIĘŚNI SZKIELETOWYCH**

**Rozprawa na stopień doktora nauk o kulturze fizycznej**

**PROMOTOR:**  
prof. dr hab. Michał Wilk

**KATOWICE 2026**

## Spis treści

|                                                                                                 |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Wprowadzenie.....                                                                               | 7  |
| 1. Mechanizm oraz ogólnoustrojowy efekt działania ograniczonego przepływu krwi.....             | 9  |
| 1.1. Fizjologiczne mechanizmy odpowiedzi hemodynamicznej, metabolicznej i neurohormonalnej..... | 9  |
| 1.2. Długofalowe zmiany adaptacyjne oraz bezpośrednie reakcje wysiłkowe.....                    | 11 |
| 2. Charakterystyka zmiennych metody ograniczonego przepływu krwi .....                          | 14 |
| 3. Metody treningu w warunkach ograniczonego przepływu krwi .....                               | 18 |
| 4. Problematyka badawcza .....                                                                  | 21 |
| 4.1. Cel pracy .....                                                                            | 26 |
| 4.2. Pytania badawcze .....                                                                     | 27 |
| 4.3. Hipotezy badawcze.....                                                                     | 28 |
| 5. Materiał i metody badawcze .....                                                             | 29 |
| 5.1. Materiał badawczy.....                                                                     | 29 |
| 5.1.1. Liczebność próby .....                                                                   | 29 |
| 5.1.2. Charakterystyka osób badanych.....                                                       | 30 |
| 5.1.3. Kryteria włączenia i wyłączenia z badań.....                                             | 30 |
| 5.2. Procedura badawcza .....                                                                   | 33 |
| 5.2.1. Test jednego powtórzenia maksymalnego i sesja zapoznawcza.....                           | 34 |
| 5.2.2. Przebieg sesji eksperymentalnych .....                                                   | 35 |
| 5.2.3. Charakterystyka techniki ćwiczeń oporowych i wykorzystany sprzęt .....                   | 41 |
| 5.3. Metody i narzędzia pomiarowe .....                                                         | 41 |
| 5.3.1. Pomiar prędkości sztangi przy użyciu transduktora położenia liniowego.....               | 41 |
| 5.3.2. Pomiar właściwości biomechanicznych mięśni szkieletowych przy użyciu miotonometrii.....  | 43 |
| 5.3.3. Pomiar zmiennych mechanicznych na platformie dynamometrycznej .....                      | 45 |
| 5.3.4. Procedura międzywysiłkowej okluzji tętniczej.....                                        | 47 |

|                                            |    |
|--------------------------------------------|----|
| 5.4. Narzędzia analizy statystycznej ..... | 48 |
| 6. Wyniki badań .....                      | 51 |
| 6.1 Etap I: .....                          | 51 |
| 6.2 Etap II .....                          | 54 |
| 6.3 Etap III .....                         | 57 |
| 6.4 Etap IV .....                          | 60 |
| 7. Dyskusja .....                          | 63 |
| 6. Ograniczenia badawcze .....             | 78 |
| 7. Podsumowanie .....                      | 80 |
| 8. Wnioski .....                           | 81 |
| Streszczenie .....                         | 82 |
| Summary .....                              | 84 |
| Bibliografia.....                          | 86 |

## WYKAZ SKRÓTÓW

1RM – (ang. *one-repetition maximum*) – jedno powtórzenie maksymalne

AOP – (ang. *arterial occlusion pressure*) – wartość ciśnienia ucisku mankietu powodująca całkowite zamknięcie przepływu krwi tętniczej [mmHg]

AOP100 – (ang. *total arterial occlusion pressure*) – indywidualna wartość ciśnienia okluzji tętniczej uzyskana podczas pomiaru, odpowiadająca 100% AOP [mmHg]

BFR – (ang. *blood flow restriction*) – ograniczenie przepływu krwi

BFR-HL – (ang. *blood flow restriction high-load*) – trening oporowy w warunkach ograniczonego przepływu krwi z wysokim obciążeniem zewnętrznym

BFR-LL – (ang. *blood flow restriction low-load*) – trening oporowy w warunkach ograniczonego przepływu krwi z niskim obciążeniem zewnętrznym

CMJ – (ang. *countermovement jump*) – test wyskoku pionowego z zamachem

CMJH – (ang. *countermovement jump height*) – wysokość skoku (obliczana z impulsu siły) [cm]

CMJPF – (ang. *peak force*) – siła szczytowa określona podczas wyskoku pionowego z zamachem [N]

CMJPV – (ang. *peak velocity*) – prędkość szczytowa określona podczas wyskoku pionowego z zamachem [m/s]

CMJRPP – (ang. *relative peak power*) – względna moc szczytowa określona podczas wyskoku pionowego z zamachem [W/kg]

CV – (ang. *coefficient of variation*) – współczynnik zmienności [%]

E1-CONT – E4-CONT – (ang. *control condition*) – warunki kontrolne bez zastosowania międzywysiłkowej okluzji tętniczej (etapy I–IV)

E1-MBFR – E4-MBFR – (ang. *inter-set ischemia condition*) – warunki eksperymentalne z zastosowaniem międzywysiłkowej okluzji tętniczej (etapy I–IV)

GASP-1 – (ang. *growth and differentiation-associated serum protein-1*) – białko związane ze wzrostem i różnicowaniem komórek typu 1

ICC – (ang. *intraclass correlation coefficient*) – współczynnik korelacji wewnątrzklasowej

M-AOP – (ang. *inter-set arterial occlusion protocol*) – międzywysiłkowa okluzja tętnicza

M-BFR – (ang. *ischemic intra-conditioning*) – międzywysiłkowe ograniczenie przepływu krwi

mTOR – (ang. *mammalian target of rapamycin*) – ssaczy cel rapamycyny; kinaza serynowo-treoninowa

MV – (ang. *mean velocity*) – średnia prędkość sztangi [m/s]

MYO – (ang. *myotonometry*) – miotonometria; pomiar właściwości biomechanicznych mięśni szkieletowych

PAPE – (ang. *post-activation performance enhancement*) – poaktywacyjne zwiększenie sprawności fizycznej

PV – (ang. *peak velocity*) – szczytowa prędkość sztangi [m/s]

S – (ang. *muscle stiffness*) – sztywność dynamiczna [N/m]

SEM% – (ang. *standard error of measurement as a percentage of the mean*) – standardowy błąd pomiaru wyrażony jako procent średniej [%]

SENIAM – (ang. *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) – międzynarodowy standard lokalizacji punktów pomiarowych oraz procedur w elektromiografii powierzchniowej

SMAD-7 – (ang. *SMAD family member 7*) – białko SMAD-7; regulator szlaków sygnałowych TGF-beta

T – (ang. *oscillation frequency*) – częstotliwość oscylacji [Hz]

TRT-HL – (ang. *traditional resistance training high-load*) – tradycyjny trening oporowy z wysokim obciążeniem zewnętrznym

# Wprowadzenie

Trening oporowy stanowi powszechnie stosowaną formę aktywności fizycznej, umożliwiającą uzyskanie wielopłaszczyznowych zmian adaptacyjnych o charakterze zarówno ogólnoustrojowym, jak i specyficznym (Maestroni i wsp. 2016). Rolę odpowiedniego poziomu siły mięśniowej należy zatem rozpatrywać nie tylko w kontekście zachowania zdrowia i sprawności ruchowej, lecz także potrzeb sportowców dążących do osiągnięcia konkretnych celów treningowych. Literatura naukowa podkreśla znaczenie kształtowania siły mięśniowej jako fundamentalnego elementu przygotowania motorycznego (Suchomel i wsp. 2018). Trening oporowy może być programowany wielotorowo poprzez dostosowanie poszczególnych zmiennych treningowych, w szczególności intensywności i objętości wysiłku. Intensywność wysiłku w treningu oporowym określana jest jako procentowa wartość jednego powtórzenia maksymalnego (ang. *one-repetition maximum* – 1RM), natomiast objętość treningowa rozumiana jest jako iloczyn liczby powtórzeń i serii. Istotną rolę odgrywają również pozostałe zmienne treningowe, takie jak tempo, czas trwania przerwy między seriami czy układ mikrocyklu, które wpływają na kierunek adaptacji potreningowej (Schoenfeld i wsp. 2014; Grgic i wsp. 2018; Iversen i wsp. 2021). Osiągnięcie mistrzostwa sportowego w wielu dyscyplinach sportowych wymaga stosowania precyzyjnej strategii kształtowania siły mięśniowej. Dlatego pomimo potrzeby ciągłego rozwoju i optymalizacji procesu treningowego, zagadnienie to, choć intensywnie omawiane w literaturze naukowej, wciąż nie zostało w pełni zgłębione.

Oprócz klasycznej metodyki treningu oporowego w ostatnich latach coraz bardziej powszechne staje się wykorzystanie dodatkowych urządzeń treningowych i diagnostycznych, mających na celu zwiększenie kontroli oraz efektywności treningu. Urządzenia te mają za zadanie uzupełniać i udoskonalać tradycyjny trening oporowy (ang. *traditional resistance training high load* – TRT-HL) przy jednoczesnej, bieżącej kontroli wskaźników jego realizacji. Współczesna diagnostyka sportowa opiera się na zaawansowanych metodach, takich jak elektromiografia powierzchniowa, miotonometria czy tensiomiografia. Realizacja tych pomiarów wymaga zastosowania specjalistycznej aparatury, obejmującej m.in. przetworniki liniowe, platformy dynamometryczne oraz trenażery inercyjne (Stastny i wsp. 2017; Lohr i wsp. 2018; Weakley i wsp. 2021). Poza zastosowaniem urządzeń pomiarowych obserwuje się również wykorzystanie metod treningowych, których celem nie jest pomiar, lecz indukowanie specyficznych warunków, nieosiągalnych w standardowych (naturalnych, typowych) warunkach fizjologicznych. Jedną z tych innowacyjnych strategii

treningowych jest zastosowanie ograniczenia przepływu krwi (ang. *blood flow restriction* – BFR), określanego również jako okluzja bądź ischemia. Metoda BFR wywodzi się z Japonii, gdzie pierwotnie znana była jako *kaatsu training* (Patterson i wsp. 2019). Efekt ograniczenia przepływu krwi uzyskuje się poprzez zastosowanie nadmuchiwanej opaski uciskowej lub mankietu, zakładanego w części proksymalnej kończyny. Ucisk mankietu prowadzi do częściowego ograniczenia napływu krwi tętniczej oraz ograniczenia odpływu żylnego, co wprowadza stan fizjologiczny o nasileniu zwykle nieosiągalnym w TRT-HL (Loenneke i wsp. 2012; Scott i wsp. 2015). Mechaniczny ucisk ogranicza dopływ tlenu do tkanek, co prowadzi do lokalnej hipoksji. Towarzyszy jej wzrost ciśnienia wewnątrzmięśniowego oraz objętości mięśnia (Manini i Clark 2009; Jessee i wsp. 2018). Mechanizmy te występują również w treningu tradycyjnym, jednak w warunkach BFR ulegają znaczącej amplifikacji. BFR charakteryzuje się wszechstronnością i może być wdrażane zarówno w spoczynku (Barbalho i wsp. 2019; Cherouveim i wsp. 2021), jak i w różnych formach aktywności fizycznej, takich jak chód (Clarkson i wsp. 2017), bieg (Paton i wsp. 2017) czy jazda na rowerze (Thomas i wsp. 2018). Metoda ta jest najczęściej stosowana w treningu oporowym, ukierunkowanym na hipertrofię mięśniową (Patterson i wsp. 2019). Trening z zastosowaniem BFR może być wykorzystywany zarówno u osób starszych, jak i sportowców. Stanowi on również skuteczną alternatywę w sytuacjach, gdy wykonywanie TRT-HL ( $>70\%$  1RM) jest niemożliwe lub utrudnione, na przykład w okresie rekonwalescencji po urazach (Wilk i wsp. 2018; Krzysztofik i wsp. 2022) bądź w procesie leczenia populacji klinicznych.

Większość dostępnej literatury z zakresu BFR dotyczy oceny długofalowych zmian adaptacyjnych, takich jak hipertrofia i siła mięśniowa, najczęściej z zastosowaniem izolowanych ćwiczeń z niskim obciążeniem zewnętrznym (20–40% 1RM; Scott i wsp. 2015; Cook i wsp. 2018). Jednak doniesienia naukowe odnoszą się również do bezpośrednich reakcji (wzrost poziomu mocy mięśniowej, wytrzymałości siłowej) wywołanych treningiem oporowym w warunkach BFR z wysokim obciążeniem zewnętrznym ( $\geq 70\%$  1RM; Gepfert i wsp. 2020; Wilk i wsp. 2020a, b), co może sugerować potencjalne, szersze zastosowanie tej metody w treningu sportowym. Należy podkreślić, że efektywność treningu w warunkach BFR jest warunkowana przez szereg zmiennych, związanych zarówno z samą procedurą okluzji, jak i strukturą obciążenia treningowego. (Gawel i wsp. 2021; Gawel i wsp. 2024). Wskazuje się na bezpośrednią zależność pomiędzy zmiennymi BFR, takimi jak: wartość ciśnienia ucisku opaski, czas trwania BFR czy szerokość opaski, a zmiennymi treningowymi:

czasem trwania przerwy wypoczynkowej, liczbą powtórzeń i serii oraz rodzajem ćwiczenia oporowego (Gawel i wsp. 2024; Gawel i wsp. 2025). Efekt stosowania BFR jest uzależniony od jego optymalnego programowania w odniesieniu do charakteru wysiłku. Pomimo że w dostępnej literaturze naukowej można znaleźć ogólne wytyczne oraz zalecenia dla treningu oporowego z wykorzystaniem BFR (Patterson i wsp. 2019), brakuje precyzyjnych wskazań dla poszczególnych metod stosowania BFR oraz ich systematyzacji. Co więcej, szczególnie w obszarze badań dotyczących wpływu BFR na moc mięśniową, która jest uznawana za istotny czynnik determinujący wynik sportowy w wielu dyscyplinach (Stone i wsp. 2002; Taber i wsp. 2016), można zauważyć znaczące niedostatki w literaturze. Tym samym zagadnienia podjęte w niniejszej dysertacji mogą przyczynić się do poszerzenia wiedzy w tym zakresie, jak również pozwolić na bardziej celowe wykorzystanie treningu oporowego w warunkach BFR przez trenerów i sportowców.

## **1. Mechanizm oraz ogólnoustrojowy efekt działania ograniczonego przepływu krwi**

Trening oporowy w warunkach BFR generuje nasilony stres metaboliczny, który inicjuje złożoną odpowiedź neurohormonalną oraz kaskadę zmian molekularnych sprzyjających powstawaniu długofalowych adaptacji o charakterze ogólnoustrojowym (Miller i wsp. 2021). Szczegółowy przebieg tych procesów, obejmujący m.in. akumulację metabolitów oraz aktywację szlaków proanabolicznych, determinuje efektywność omawianej metody w kształtowaniu siły i masy mięśniowej.

### **1.1. Fizjologiczne mechanizmy odpowiedzi hemodynamicznej, metabolicznej i neurohormonalnej**

Stosowanie okluzji naczyniowej w treningu BFR wywołuje szereg gwałtownych reakcji w obrębie układu krążenia, które determinują bezpieczeństwo oraz efektywność metody. Kluczowy mechanizm stanowi wazokonstrykcja naczyń dystalnych, prowadząca do wzrostu całkowitego oporu obwodowego. Sugeruje się, że mechanizm ten oddziałuje bezpośrednio na napięcie mięśniówki gładkiej naczyń krwionośnych, modulując jej reaktywność (Takarada i wsp. 2000). Wspomniane zmiany naczyniowe ulegają jednak gwałtownemu odwróceniu w momencie zwolnienia ucisku mankietu. Kluczowym zjawiskiem hemodynamicznym w tej fazie jest reaktywna hiperemia, występująca bezpośrednio po zwolnieniu ucisku. Uważa się, że jest ona efektem gwałtownego obniżenia napięcia

mięśniówki gładkiej naczyń pod wpływem nagromadzonych lokalnych czynników wazodylatacyjnych, co prowadzi do przejściowego zwiększenia perfuzji tkankowej oraz zwiększonej produkcji tlenu azotu (Singh i wsp. 2017). Produkcja tlenu azotu pod wpływem sił ścinających stymuluje śródbłonkową syntazę tlenu azotu, co wpływa na funkcję śródbłonka (Larkin i wsp. 2012) oraz resyntezę fosfokreatyny (Andreas i wsp. 2011; Singh i wsp. 2017).

Głównym następstwem stosowania BFR w trakcie wysiłku fizycznego jest wzrost stresu metabolicznego (Miller i wsp. 2021), który uznawany jest za jeden z kluczowych czynników odpowiedzialnych za adaptację mięśniową (Pearson i Hussain 2015; Teixeira i wsp. 2018). Wzrost stresu metabolicznego w warunkach BFR wynika ze spadku poziomu fosfokreatyny oraz pH wewnątrzkomórkowego, co jest skutkiem ograniczonego usuwania metabolitów w wyniku utrudnionego przepływu krwi (Scott i wsp. 2014; Okita i wsp. 2019). Co więcej, stres metaboliczny wywołany przez BFR może powodować obrzęk komórek mięśniowych, wpływać na sygnalizację anaboliczną i antykataboliczną oraz zwiększać rekrutację wysokoprogowych jednostek motorycznych (Scott i wsp. 2014; Ozaki i wsp. 2016; de Freitas i wsp. 2017; Fatela i wsp. 2019). Nagromadzenie metabolitów oraz towarzyszący BFR wzrost ciśnienia wewnątrzmięśniowego może indukować specyficzną odpowiedź układu nerwowego poprzez odruch presyjny z mięśni (ang. *exercise pressor reflex*). Sugeruje się, że okluzja naczyniowa i stres metaboliczny aktywują ergoreceptory (metaboreceptory i mechanoreceptory połączone z włóknami aferentnymi grup III i IV). Sygnalizacja ta stymuluje ośrodkowy układ nerwowy do zwiększenia odpowiedzi współczulnej, co objawia się nasilonym wyrzutem katecholamin. Wykazano, że trening w warunkach BFR prowadzi do istotnej odpowiedzi hormonalnej, objawiającej się wzrostem stężenia insulinopodobnego czynnika wzrostu, hormonu wzrostu, noradrenaliny oraz czynnika wzrostu śródbłonka naczyniowego. Zmiany te występują zarówno w trakcie, jak i bezpośrednio po zakończeniu wysiłku (Takano i wsp. 2005; Shimizu i wsp. 2016). Ponadto uważa się, że BFR, poprzez oddziaływanie na ekspresję genów *GASP-1* oraz *SMAD-7*, wpływa na sygnalizację międzykomórkową oraz może modulować funkcję miostatyny, co stwarza korzystne warunki dla nasilenia odpowiedzi anabolicznej (Laurentino i wsp. 2012).

Należy wskazać, że poza korzyściami wynikającymi ze stosowania BFR, jego aplikacja może powodować również efekty postrzegane jako negatywne. Wykazano, że trening w warunkach okluzji powoduje zwiększone reakcje percepcyjne oraz silniejsze

odczuwanie bólu i dyskomfortu w porównaniu do TRT-HL (Miller i wsp. 2021; Schwiete i wsp. 2021; Teixeira i wsp. 2022). Niemniej jednak, wraz z przebiegiem interwencji treningowych odczucia te stają się mniej intensywne (Mattocks i wsp. 2019; Teixeira i wsp. 2022) oraz mogą być minimalizowane poprzez odpowiedni dobór ciśnienia ucisku opaski (Soligon i wsp. 2018; de Queiros i wsp. 2021). Warto jednak podkreślić, że poza doraźnym dyskomfortem, doniesienia naukowe wskazują również na wpływ BFR na późniejsze zmniejszenie dolegliwości bólowych. Mechanizm analgezji wywołanej wysiłkiem (ang. *exercise-induced hypoalgesia*) w warunkach BFR jest obecnie intensywnie eksplorowany i może stanowić istotną korzyść w procesie rehabilitacji, pozwalając na wykonywanie ćwiczeń przy mniejszym poziomie bólu spoczynkowego (Hughes i wsp. 2021; Korakakis i wsp. 2021).

## **1.2. Długofalowe zmiany adaptacyjne oraz bezpośrednie reakcje wysiłkowe**

Trening oporowy w warunkach ograniczonego przepływu krwi z niskim obciążeniem zewnętrznym (ang. *blood flow restriction low-load*; BFR-LL), podobnie jak TRT-HL, może indukować długofalowe zmiany adaptacyjne, w tym efekt hipertrofii mięśniowej (Husmann i wsp. 2018; Sijlacks i wsp. 2019; Miller i wsp. 2021). Przypuszcza się, że efekt hipertrofii mięśniowej w wyniku treningu w warunkach BFR może być inicjowany przez następujące mechanizmy: wzrost miofibrylarnej syntezy białek mięśniowych (poprzez wpływ na szlak sygnalizacyjny kinazy serynowo-treoninowej mTOR; ang. *mammalian target of rapamycin*), zwiększenie biogenezy rybosomalnej oraz aktywację i proliferację biogennych komórek macierzystych (komórek satelitarnych; Nielsen i wsp. 2014; Davids i wsp. 2023). Należy zaznaczyć, że choć BFR-LL, jak i TRT-HL powodują podobny wzrost syntezy białek mięśniowych (Sijlacks i wsp. 2019), w przypadku aplikacji BFR efekt ten może występować bez konieczności stosowania wysokich obciążeń zewnętrznych. Dane naukowe wskazują jednak, że w celu uzyskania efektu hipertrofii mięśniowej, BFR należy stosować w połączeniu z wysiłkiem fizycznym (Nyakayiru i wsp. 2019; Yoshikawa i wsp. 2019). Wykazano, że spoczynkowe BFR nie powoduje zwiększenia tempa syntezy białek mięśniowych oraz sygnalizacji anabolicznej, natomiast efekt ten zaobserwowano podczas BFR-LL (Nyakayiru i wsp. 2019; Yoshikawa i wsp. 2019). Można więc stwierdzić, że akumulacja metabolitów w wyniku stosowania BFR nie jest w stanie samodzielnie wywołać efektu hipertrofii mięśniowej, co potwierdza konieczność łączenia BFR z wysiłkiem fizycznym. Co więcej, wskazuje się, że efekt hipertrofii mięśniowej w wyniku treningu

oporowego w warunkach BFR, podobnie jak w przypadku TRT-HL, nie jest wywołany poprzez pojedynczy czynnik (Schoenfeld i wsp. 2016), lecz jest zależny od kilku czynników. Za główne z nich uznaje się stres metaboliczny oraz napięcie mechaniczne, które, działając synergistycznie, wpływają na szereg drugorzędnych mechanizmów o charakterze autokrynnym i parakrynnym (między innymi zwiększoną ogólnoustrojową produkcję hormonów czy zwiększone nawodnienie wewnątrzkomórkowe; Loenneke i wsp. 2012), przyczyniając się do wywołania efektu hipertrofii mięśniowej (Pearson i Hussain 2015).

Wykazano, że protokołu BFR-LL mogą prowadzić również do zwiększenia poziomu siły mięśniowej (Yasuda i wsp. 2011). W trakcie BFR-LL dochodzi do zwiększenia zmęczenia obwodowego i ośrodkowego (Karabulut i wsp. 2010; Husmann i wsp. 2018) poprzez pogorszenie zdolności mięśnia do skurczu, objawiające się zmniejszeniem maksymalnego dobrowolnego momentu siły (Husmann i wsp. 2018). Narastające zmęczenie obwodowe prowadzi do kompensacyjnego zwiększenia rekrutacji wysokoprogowych jednostek motorycznych, z uwagi na mniejszą siłę generowaną przez włókna mięśniowe w wyniku akumulacji metabolitów (Moritani i wsp. 1992; Cheng i wsp. 2010). Tak więc, mimo stosowania BFR-LL, dochodzi do aktywacji wysokoprogowych jednostek motorycznych. Należy podkreślić, że wyniki uzyskane przez Fatela i wsp. (2019) dostarczają dowodów na to, że BFR modyfikuje strategię kontroli nerwowej poprzez obniżenie progu rekrutacji jednostek motorycznych oraz zmianę częstotliwości ich wyładowań (ang. *firing rate*), co tłumaczy efektywność tej metody nawet przy stosowaniu bardzo niskich obciążeń zewnętrznych. Choć wykazano, że trening BFR-LL może prowadzić do istotnego wzrostu poziomu siły mięśniowej (Lixandrao i wsp. 2018; Yasuda i wsp. 2012; Centner i wsp. 2019), to zmiany adaptacyjne mogą być mniejsze w porównaniu do TRT-HL. Jedną z potencjalnych przyczyn tego zjawiska mogą być różnice w poziomie rekrutacji jednostek motorycznych podczas BFR-LL oraz TRT-HL. Badania Suga i wsp. (2009) sugerują, że podczas stosowania BFR-LL u znacznie mniejszej części osób badanych, w porównaniu do TRT-HL, obserwowana jest rekrutacja wysokoprogowych jednostek motorycznych (BFR-LL – 31% osób badanych; TRT-HL – 70% osób badanych). Należy jednak zachować ostrożność w ekstrapolowaniu tych danych na inne protokoły BFR, gdyż stanowią one wynik pojedynczych doniesień, a materiał dowodowy w tym zakresie jest wciąż ograniczony. Co więcej, wskazuje się, że zwłaszcza w przypadku wysiłku z wykorzystaniem klasycznych protokołów BFR-LL (stała, ustalona liczba powtórzeń), wysokoprogowe jednostki motoryczne są rekrutowane tylko przez pewien czas, krócej niż podczas TRT-HL (Wernbom

i wsp. 2020; Davids i wsp. 2023). Choć zmiany poziomu siły mięśniowej w wyniku treningu BFR-LL mogą być mniejsze w porównaniu do TRT-HL, wciąż stanowi on unikalną alternatywę dla osób starszych, populacji klinicznych oraz osób, które nie mogą stosować wysokich obciążeń zewnętrznych. Co więcej, ten rodzaj treningu może być stosowany okresowo lub naprzemiennie z TRT-HL, zwłaszcza wśród osób wytrenowanych, jako zaawansowana metoda kształtowania siły mięśniowej (Lixandrao i wsp. 2018; Wilk i wsp. 2020a,b).

Stosowanie BFR w trakcie treningu oporowego może prowadzić nie tylko do długofalowych zmian adaptacyjnych, takich jak hipertrofia czy wzrost siły mięśniowej, ale również istotnie modulować reakcje bezpośrednie. Dotyczy to w szczególności natychmiastowych zmian w poziomie wytrzymałości siłowej oraz mocy mięśniowej (Wernbom i wsp. 2006; Wilk i wsp. 2021). Dostępna literatura wskazuje, że BFR-LL prowadzi do szybszego spadku poziomu wytrzymałości siłowej (mniejsza liczba wykonanych powtórzeń w serii) w porównaniu do TRT-HL (Wernbom i wsp. 2006; Wernbom i wsp. 2009). Należy jednak zwrócić uwagę na fakt, że w przypadku stosowania treningu z ograniczonym przepływem krwi i wysokim obciążeniem zewnętrznym (ang. *blood flow restriction high-load* – BFR-HL), efekt ten może być odmienny (de Ruiter i wsp. 2007; Rawska i wsp. 2019; Gepfert i wsp. 2021). Gepfert i wsp. (2021) wykazali, że podczas treningu BFR-HL wykonywanego do dobrowolnego upadku mięśniowego (z maksymalną liczbą powtórzeń w serii) nie dochodzi do spadku poziomu wytrzymałości siłowej w porównaniu do TRT-HL, natomiast obserwowany jest spadek prędkości sztangi. Sugeruje to, że wpływ okluzji na reakcje bezpośrednie jest ściśle determinowany przez wartość zastosowanego obciążenia zewnętrznego. Stosowanie BFR-LL prowadzi do wcześniejszego osiągnięcia upadku mięśniowego (Wernbom i wsp. 2006; Wernbom i wsp. 2009), z kolei w przypadku stosowania BFR-HL jego efekt jest porównywalny do TRT-HL (aplikacja BFR nie powoduje spadku liczby wykonanych powtórzeń).

Badania potwierdzają również, że BFR-HL może powodować zwiększenie poziomu mocy mięśniowej (Gepfert i wsp. 2021; Wilk i wsp. 2021; Trybulski i wsp. 2022a). Jednakże jest to obecnie najmniej zbadany oraz nowatorski aspekt w obszarze badań nad BFR. Można przypuszczać, że pozytywny wpływ BFR-HL na poziom mocy mięśniowej wynika ze specyfiki protokołu: krótkiego czasu trwania BFR oraz niskiej liczby powtórzeń w serii (2–5 powtórzeń). Taka struktura wysiłku ogranicza negatywne skutki BFR, takie jak nadmierne zmęczenie obwodowe czy stres oksydacyjny (de Ruiter i wsp. 2007; Wang i wsp. 2023).

Kluczową rolę w tym procesie przypisuje się zjawisku reperfuzji, czyli gwałtownemu napływowi krwi do tkanek bezpośrednio po zwolnieniu ucisku mankietu. Należy podkreślić, że zmienny czas reperfuzji moduluje stężenie tlenu azotu oraz natężenie reaktywnej hiperemii, co bezpośrednio determinuje wartości wskaźników mechanicznych w kolejnych seriach treningowych. Zjawisko to indukuje kaskadę szlaków adaptacyjnych m.in. poprzez mechanotransdukcję i obrzęk komórkowy stanowiąc istotny bodziec dla resyntezy zasobów energetycznych mięśnia (Gundermann i wsp. 2012). W kontekście niniejszej pracy to właśnie gwałtowny wzrost przepływu krwi po wcześniejszym BFR może determinować wzrost poziomu generowanej mocy mięśniowej. Zjawisko to pozwala na optymalizację stosunku zmęczenia do pobudzenia jednostek motorycznych, co w kolejnych seriach wysiłku może skutkować utrzymaniem lub zwiększeniem potencjału wysiłkowego (Wernbom i wsp. 2009). Należy jednak zaznaczyć, że większość literatury koncentruje się na protokołach BFR-LL, a niedostatek badań nad BFR-HL wskazuje na istotną lukę naukową. Jest to szczególnie ważne w sporcie wyczynowym, gdzie kształtowanie mocy mięśniowej jest kluczowym czynnikiem determinującym wynik. Dotychczasowy mechanizm wpływu okluzji na bezpośrednie reakcje organizmu wciąż wymaga dalszej eksploracji i stanowi główny obszar analiz w niniejszej rozprawie.

## **2. Charakterystyka zmiennych metody ograniczonego przepływu krwi**

Efektywność ćwiczeń oporowych w warunkach BFR jest uzależniona od szeregu zmiennych (Rossow i wsp. 2012; Loenneke i wsp. 2014; Patterson i wsp. 2019). Wśród głównych zmiennych protokołu BFR wyróżnia się: wartość ciśnienia ucisku opaski, czas trwania BFR, czas trwania reperfuzji oraz szerokość opaski. Ponadto, należy zwrócić uwagę na fakt, że zmienne te mogą wzajemnie na siebie oddziaływać (Bichowska-Paweska i wsp. 2024; Gawel i wsp. 2025). Co ciekawe, choć wykazano, że w przypadku bezpośrednich reakcji wysiłkowych zmienne takie jak szerokość opaski czy wartość ciśnienia ucisku opaski determinują efektywność BFR (Wilk i wsp. 2020a,b; Jarosz i wsp. 2021), w kontekście długofalowych zmian adaptacyjnych (w zakresie wzrostu poziomu siły mięśniowej oraz hipertrofii) mogą one w mniejszym stopniu modulować wielkość omawianych zmian (Lixandrao i wsp. 2018).

Kluczową zmienną treningu w warunkach BFR jest wartość ciśnienia ucisku opaski (Rossow i wsp. 2012; Loenneke i wsp. 2014; Gawel i wsp. 2024). Pierwotnie wykorzystywana w badaniach procedura zakładała stosowanie u wszystkich uczestników tego samego ciśnienia ucisku opaski (mmHg; Fujita i wsp. 2008). Wykazano jednak, że metoda ta jest nieoptymalna, gdyż nie uwzględnia cech indywidualnych, takich jak obwód kończyny, ciśnienie spoczynkowe krwi czy skład masy ciała, a także właściwości opaski (szerokość, kształt, materiał i liczba komór; Loenneke i wsp. 2012b; Jessee i wsp. 2016; Wilk i wsp. 2018; McEwen i wsp. 2019; Weatherholt i wsp. 2019; Rolnick i wsp. 2023). Pominięcie tych czynników może prowadzić do błędnego oszacowania stopnia okluzji (Patterson i wsp. 2019). Wartość ciśnienia ucisku opaski powinna być ustalana indywidualnie, na podstawie ciśnienia powodującego całkowite zamknięcie przepływu krwi tętniczej (ang. *arterial occlusion pressure* – AOP). AOP wyznacza się poprzez stopniowe zwiększanie ciśnienia w opasce aż do momentu całkowitego ustania przepływu krwi (100% AOP), co ocenia się z wykorzystaniem urządzenia dopplerowskiego (Vehrs i wsp. 2023). Następnie, na podstawie dobranej wartości procentowej AOP (np. 50% AOP), ustala się docelowe ciśnienie ucisku stosowane w procedurze (Patterson i wsp. 2019). Zgodnie z zaleceniami Pattersona i wsp. (2019), wartości ciśnienia ucisku opaski wynoszące od 40% do 80% AOP są powszechnie rekomendowane do stosowania w treningu oporowym. Jednak w dostępnej literaturze można znaleźć zróżnicowane protokoły, uwzględniające wartości ciśnienia od 10% AOP (Mattocks i wsp. 2017) aż do 150% AOP (Wilk i wsp. 2020a). Niektórzy autorzy wskazują, że w przypadku BFR-LL (w kontekście adaptacji takich jak wzrost poziomu siły mięśniowej oraz hipertrofia), stosowanie ciśnienia przekraczającego 50% AOP może nie zwiększać istotnie efektywności treningu (Loenneke i wsp. 2014). Z kolei w obszarze bezpośrednich reakcji wysiłkowych (np. zmiany poziomu mocy mięśniowej), nieliczne doniesienia sugerują, że zastosowanie wyższych wartości ciśnienia ucisku opaski (>80% AOP) może stanowić próg minimalnego, efektywnego bodźca warunkującego wystąpienie pożądanych zmian (Gepfert i wsp. 2020; Wilk i wsp. 2020b; Wilk i wsp. 2021). Należy jednak zaznaczyć, że dowody w tym zakresie są wciąż ograniczone i nie stanowią ugruntowanych rekomendacji, co wskazuje na istotną lukę poznawczą. W związku z powyższym, dobór optymalnego ciśnienia ucisku opaski wydaje się być ściśle uzależniony od specyficznego celu treningowego (Patterson i wsp. 2019; Gawel i wsp. 2024), a weryfikacja skuteczności wysokich wartości AOP w kształtowaniu mocy mięśniowej stanowi jeden z głównych celów niniejszej rozprawy.

Kolejnym czynnikiem determinującym efekt treningu w warunkach BFR jest czas, w którym w mięśniach położonych dystalnie do opaski przepływ krwi jest ograniczony lub zamknięty. Dostępna literatura wskazuje, że czas trwania okluzji wynoszący od 5 do 10 minut jest wystarczający do uzyskania zmian adaptacyjnych (wzrost poziomu siły mięśniowej, hipertrofia; Patterson i wsp. 2019). Należy jednak zwrócić uwagę na fakt, że zwiększenie bądź zmniejszenie czasu trwania BFR będzie warunkowało dobór pozostałych zmiennych, w szczególności ciśnienia ucisku opaski. Analiza literatury pozwala zauważyć zależność pomiędzy czasem trwania BFR a wartością ciśnienia ucisku opaski. Im dłuższy jest czas trwania BFR, tym niższe wartości ciśnienia ucisku należy stosować (Patterson i wsp. 2019). Co więcej, wyniki badań wskazują, że w przypadku bezpośrednich reakcji (wzrost poziomu mocy mięśniowej i prędkości sztangi) wywołanych treningiem oporowym w warunkach BFR, najbardziej korzystny jest czas trwania okluzji wynoszący około 5 minut (Wilk i wsp. 2021; Salagas i wsp. 2022). Dłuższy czas trwania BFR (np. 6.5 minuty) wydaje się nie przynosić dodatkowych korzyści w kontekście bezpośredniej poprawy wyników sportowych (Gawel i wsp. 2024).

Wartość ciśnienia ucisku opaski wraz z czasem trwania BFR w sposób istotny determinują poziom stresu metabolicznego, wpływając na wielkość zmian adaptacyjnych (w zakresie hipertrofii oraz poziomu siły mięśniowej). Jednak kluczowe znaczenie w kontekście efektywności BFR wydaje się mieć również czas trwania reperfuzji (Trybulski i wsp. 2022a; Jarosz i wsp. 2023; Gawel i wsp. 2024; Gawel i wsp. 2025). Czas trwania reperfuzji oznacza okres, w którym dochodzi do przywrócenia przepływu krwi wraz z jednoczesnym ponownym dotlenieniem tkanek po wcześniejszej okluzji (Eltzschig i Eckle 2011). W ujęciu fizjologicznym zjawisko to wiąże się z wystąpieniem przekrwienia reaktywnego. Gwałtowne zwolnienie nacisku opaski wywołuje nagły napływ krwi o natężeniu znacznie przekraczającym wartości spoczynkowe. Mechanizm ten jest stymulowany przez uwalnianie silnych czynników wazodylatacyjnych, takich jak tlenek azotu czy adenozyne, które gwałtownie rozszerzają łożysko naczyniowe (Gundermann i wsp. 2012). W związku z tym znaczenie reperfuzji może być szczególnie istotne w kontekście bezpośrednich reakcji (wzrost poziomu mocy mięśniowej i prędkości sztangi). Najczęściej stosowane w badaniach naukowych protokoły uwzględniają czas trwania reperfuzji wynoszący od 30 sekund do 5 minut (Caru i wsp. 2019; Fostiak i wsp. 2022; Gawel i wsp. 2025). Należy zwrócić uwagę na fakt, że zmienna ta często jest pomijana i nie jest szczegółowo raportowana, co może stanowić istotny błąd metodologiczny niektórych

protokołów badawczych (Gawel i wsp. 2025). Jak wykazali Jarosz i wsp. (2023), w trakcie BFR stosowanego w spoczynku dochodzi do istotnych zmian we właściwościach biomechanicznych mięśni szkieletowych, jednak już po 30 sekundach reperfuzji wracają one do poziomu wyjściowego. Spekuluje się, że powyższe zmiany mogą być efektem przejściowego zwiększania objętości płynów wewnątrzkomórkowych w obrębie uciśniętej tkanki (Jarosz i wsp. 2023). Mając na uwadze dowody (Sleboda i wsp. 2019) potwierdzające wpływ nawet niewielkiego (5%) przyrostu objętości płynów na istotny wzrost (>10%) pasywnego napięcia mięśniowego, uzasadnione jest przypuszczenie, że czas trwania reperfuzji stanowi kluczowy czynnik modulujący właściwości biomechaniczne również w warunkach wysiłkowych. Choć dotychczasowe obserwacje dotyczą wyłącznie warunków spoczynkowych, weryfikacja tego mechanizmu w treningu oporowym w warunkach BFR wydaje się niezbędna dla pełnego zrozumienia strategii programowania przerw wypoczynkowych. Jednak nadal brakuje danych naukowych pozwalających na precyzyjną ocenę tej zmiennej. Wydaje się on ściśle powiązany i zależny od pozostałych zmiennych różnicujących protokoły przedstawione w dostępnych badaniach. Z tego względu wpływ czasu trwania reperfuzji zostanie poddany analizie w niniejszej dysertacji, co może przyczynić się do uzupełnienia wyżej wymienionych niedostatków w literaturze.

Istotną zmienną determinującą efekt BFR jest również szerokość opaski. W literaturze związanej z BFR stosowane są opaski, których szerokości wynoszą od 3 centymetrów do 18.5 centymetrów (Scott i wsp. 2015; Patterson i wsp. 2019). Należy zaznaczyć, że wykorzystuje się różne szerokości opasek dla kończyn górnych (węższe; ~5–7 cm) oraz kończyn dolnych (szersze; ~10–12 cm). W przypadku kończyn dolnych, przy wysokich wartościach ciśnienia ucisku (~300 mmHg), zaleca się stosowanie szerszych opasek (np. 12 cm). Wąskie mankiety (5 cm) mogą nie zapewniać pełnego zamknięcia odpływu żylnego (Yamada i wsp. 2023; Spitz i wsp. 2024), a zbyt szerokie opaski (18,5 cm) mogą z kolei zaburzać strukturę ruchu (Patterson i wsp. 2019), utrudniając lub uniemożliwiając jego prawidłowe wykonanie. Wykazano również, że szerokie opaski (13.5 cm) zamykają przepływ tętniczy przy niższych ciśnieniu niż opaski wąskie (5 cm; Crenshaw i wsp. 1988; Loenneke i wsp. 2012). Co więcej, przy tym samym ciśnieniu ucisku, szerokie mankiety wywołują silniejszą odpowiedź układu krążenia oraz intensywniejsze reakcje percepcyjne (Rossow i wsp. 2012). Wskazuje się, że szerokość opaski może nie tylko wpływać na poziom reakcji fizjologicznych, ale również na wartość energii mechanicznej generowanej przez opaskę (Rawska i wsp. 2019; Wilk i wsp. 2020b). Jak podają Wilk i wsp. (2020), czynniki mechaniczne, takie jak energia mechaniczna

kumulowana i uwalniana przez opaskę w fazie koncentrycznej ruchu, wpływają na wzrost prędkości sztangi podczas wyciskania leżąc na ławce poziomej. Co więcej, wartość energii mechanicznej jest uzależniona od szerokości opaski z uwagi na większą powierzchnię całkowitą szerokiej opaski w porównaniu do wąskiej.

Wyżej wymienione zmienne BFR, tj. wartość ciśnienia ucisku opaski, czas trwania BFR, czas trwania reperfuzji oraz szerokość opaski, wydają się być ze sobą powiązane. W związku z tym wartość danej zmiennej będzie warunkowała wartość pozostałych oraz powinna być zgodna i podyktowana konkretnym celem treningowym oraz rodzajem pożądanych zmian: długofalowych zmian adaptacyjnych (np. hipertrofii i wzrostu siły mięśniowej) lub bezpośrednich reakcji organizmu (np. doraźnego wzrostu mocy mięśniowej i prędkości ruchu).

### **3. Metody treningu w warunkach ograniczonego przepływu krwi**

Dostępna literatura pozwala na wyszczególnienie szeregu metod stosowania BFR w trakcie wysiłku fizycznego. Różnice między tymi metodami związane są przede wszystkim z czasem trwania BFR oraz momentem jego aplikacji. Wyróżniamy następujące metody stosowania BFR (Bichowska-Paweska i wsp. 2024; Gawel i wsp. 2025):

- metoda przedwysiłkowa, gdzie BFR stosowane jest przed wysiłkiem fizycznym;
- metoda powysiłkowa, gdzie BFR stosowane jest po wysiłku fizycznym;
- metoda ciągła, gdzie BFR stosowane jest zarówno w trakcie trwania serii ćwiczenia, jak i w trakcie trwania przerw wypoczynkowych;
- metoda przerywana, gdzie BFR stosowane jest w trakcie trwania serii ćwiczenia, lecz nie w trakcie trwania przerw wypoczynkowych;
- metoda międzywysiłkowa, gdzie BFR stosowane jest w trakcie trwania przerw wypoczynkowych, lecz nie w trakcie trwania serii ćwiczenia.

Metoda przedwysiłkowa polega na jednorazowej (Salagas i wsp. 2022) bądź kilkukrotnej aplikacji BFR wyłącznie przed wysiłkiem fizycznym (Thompson i wsp. 2018). BFR najczęściej aplikowane jest w 3–4 cyklach, w których naprzemiennie występuje ucisk oraz reperfuzja (zazwyczaj ok. 5 minut BFR oraz 5 minut reperfuzji). Specyfika tej metody pozwala na jej wykorzystanie przed różnymi formami aktywności, zarówno o charakterze tlenowym, jak i beztlenowym (Caru i wsp. 2019). Przedwysiłkowe BFR może poprawiać

możliwości wysiłkowe poprzez zwiększenie wychwytu tlenu oraz perfuzji w mięśniach szkieletowych (Souza-Filho i wsp. 2009; Thompson i wsp. 2018). Dane naukowe sugerują jednak, że efektywność tej metody może być wyższa u osób niewytrenowanych w porównaniu do sportowców (Caru i wsp. 2019). Procedura ta jest czasochłonna (30–40 min), co wydłuża trening i może zwiększać obciążenie psychiczne zawodnika.

Kolejną metodą, która również zakłada stosowanie BFR poza wysiłkiem fizycznym, jest metoda powysiłkowa (Arriel i wsp. 2018; Oliva-Lozano i wsp. 2024). W przypadku stosowania BFR po wysiłku fizycznym głównym celem może być dodatkowe zwiększenie bodźca treningowego lub przyspieszenie procesu regeneracji (Arriel i wsp. 2018; Daab i wsp. 2020). Wykazano, iż aplikacja BFR po wysiłku fizycznym (najczęściej do 5 minut po wysiłku; Oliva-Lozano i wsp. 2024) może wpływać na zmniejszenie subiektywnego odczuwania zmęczenia i bolesności mięśniowej. Co więcej, wskazuje się, że powysiłkowe BFR może wpływać na poprawę zmiennych kinematycznych oraz zmiany w poziomie markerów biochemicznych krwi (Arriel i wsp. 2020; Leszczyński i wsp. 2024). Jednak aplikacja tej metody, podobnie do metody przedwysiłkowej, również wiąże się z koniecznością przeznaczenia dodatkowego czasu (20-30 minut) na jej stosowanie (po wysiłku fizycznym). Mimo potwierdzonej skuteczności w niektórych pracach (Daab i wsp. 2020; Leszczyński i wsp. 2024), literatura pozostaje sprzeczna. Znaczne różnice w protokołach uniemożliwiają obecnie określenie jednolitego schematu aplikacji (Northey i wsp. 2016; Williams i wsp. 2018).

Metoda ciągła jest najczęściej stosowanym protokołem BFR, który (Wernbom i wsp. 2008; Patterson i wsp. 2019) zakłada jego utrzymanie zarówno w trakcie serii ćwiczenia, jak i w trakcie przerw wypoczynkowych. Z uwagi na długi czas trwania BFR (5–10 minut) oraz połączenia BFR z wysiłkiem fizycznym, najczęściej stosowana jest w treningu BFR-LL z wykorzystaniem niskich lub średnich wartości ciśnienia ucisku opaski (40–80% AOP; Patterson i wsp. 2019). Wykazano, że stosowanie metody ciągłej pozwala na uzyskanie efektu hipertrofii mięśniowej, a także może prowadzić do zwiększenia poziomu siły i mocy mięśniowej (Scott i wsp. 2015; Patterson i wsp. 2019). Niemniej jednak, jej aplikacja może prowadzić także do nasilenia niepożądanych reakcji percepcyjnych i dyskomfortu (w porównaniu do innych metod BFR), które w konsekwencji uniemożliwiają precyzyjną kontrolę poprawności ruchu (Schwiete i wsp. 2021). W szczególnych przypadkach narastający ból w trakcie trwania ćwiczenia (zwłaszcza przy wyższych wartościach ciśnienia ucisku opaski lub wysiłku wykonywanego z maksymalną liczbą powtórzeń) może nawet

uniemożliwić realizację założonego protokołu, co zauważono stosując metodę ciągłą BFR w warunkach treningowych.

Metoda przerywana stanowi kolejną metodę treningu w warunkach BFR, w ramach której opaski zakładane są tylko w trakcie trwania serii ćwiczenia oporowego (Rawska i wsp. 2019; Gepfert i wsp. 2020) oraz zdejmowane bezpośrednio po jej zakończeniu. W związku z tym czas trwania BFR jest znacznie krótszy w porównaniu do innych metod, zwłaszcza metody ciągłej, co umożliwia uzyskanie podobnych zmian adaptacyjnych (najczęściej w zakresie wzrostu siły mięśniowej oraz hipertrofii) przy jednoczesnym zmniejszeniu negatywnych reakcji percepcyjnych (Fitschen i wsp. 2014). Ponadto, w związku z krótszym czasem trwania BFR podczas treningu możliwe jest stosowanie wysokich obciążeń zewnętrznych oraz wysokich wartości ciśnienia ucisku opaski (w tym również >100% AOP; Gepfert i wsp. 2020; Wilk i wsp. 2020b). Należy jednak zwrócić szczególną uwagę na fakt, że zarówno w metodzie przerywanej, jak i ciągłej opaski są założone w trakcie trwania ćwiczenia co może utrudniać wykonanie ćwiczenia, potencjalnie niekorzystnie wpływając na technikę i kontrolę ruchu (Wernbom i wsp. 2006; Yasuda i wsp. 2013; Schwiete i wsp. 2021).

Międzywysiłkowe BFR (ang. *ischemic intra-conditioning*; M-BFR) stanowi najnowszą, praktyczną, charakteryzującą się łatwością aplikacji metodę, która została opracowana przez zespół badawczy Instytutu Nauk o Sporcie Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach we współpracy z międzynarodowymi ośrodkami badawczymi w Czechach, Grecji i Brazylii. Autor niniejszej dysertacji jest jednym z współtwórców tej metody (Gawel i wsp. 2024; Gawel i wsp. 2025). M-BFR powstało w wyniku analizy wcześniejszych metod stosowania BFR, mając na uwadze ich wady oraz ograniczenia. Wcześniejsze metody BFR powodowały występowanie szeregu negatywnych skutków ubocznych lub niedogodności, takich jak: uczucie bólu i dyskomfortu w trakcie ćwiczenia, zaburzenie struktury ruchu, trudność w stosowaniu wysokich wartości ciśnienia ucisku opaski, a także konieczność poświęcenia dodatkowego czasu na aplikację BFR przed lub po wysiłku. Z kolei, w przypadku omawianej metody wyżej wymienione ograniczenia nie występują, bądź są zminimalizowane. Podczas M-BFR opaski zakładane są jedynie w trakcie trwania przerw wypoczynkowych oraz zdejmowane przed wykonaniem serii danego ćwiczenia. W związku z tym, nie jest wymagany dodatkowy czas na ich aplikację (przed lub po wysiłku). Ćwiczenie wykonywane jest bezpośrednio po usunięciu opaski lub po upływie określonego czasu reperfuzji (Eltzschig i Eckle 2011), co zmniejsza potencjalny, negatywny

wpływ BFR na strukturę ruchu (Schwiete i wsp. 2021). Ponadto, pomimo krótszego czasu trwania BFR w porównaniu do innych metod M-BFR pozwala na osiągnięcie odpowiednio wysokiego poziomu stresu metabolicznego dla uzyskania korzystnych adaptacji nerwowo-mięśniowych (wzrostu siły mięśniowej oraz hipertrofii; Okita i wsp. 2019). Co więcej, w związku z krótszym czasem trwania BFR możliwa jest aplikacja wysokich wartości ciśnienia ucisku opaski ( $\geq 100\%$  AOP) z jednoczesnym wykorzystaniem wysokich obciążeń zewnętrznych, bez negatywnych skutków w postaci niekorzystnych reakcji percepcyjnych (Schwiete i wsp. 2021). Wskazuje to na fakt, że M-BFR stanowi alternatywę niwelującą główne wady pozostałych metod aplikacji BFR przy zachowaniu, bądź częściowym zachowaniu korzyści wynikających ze stosowania BFR (Jarosz i wsp. 2021; Schwiete i wsp. 2021; Wilk i wsp. 2021). Może to świadczyć o potencjalnej przewadze tej metody w kontekście bezpośredniej poprawy efektywności treningowej, zwłaszcza mając na uwadze wpływ na poziom generowanej mocy mięśniowej (Jarosz i wsp. 2021; Wilk i wsp. 2021; Trybulski i wsp. 2022a). Niemniej jednak, jest to stosunkowo nowa metoda, której efektywność została częściowo potwierdzona w literaturze, głównie w kontekście reakcji bezpośrednich (wzrost poziomu mocy mięśniowej i wytrzymałości siłowej; Jarosz i wsp. 2021; Wilk i wsp. 2021; Trybulski i wsp. 2022a). Należy podkreślić, że w obszarze badań z zakresu BFR istnieje luka naukowa w kontekście jego wpływu na poziom mocy mięśniowej. Tak więc, analiza M-BFR jako najbardziej praktycznej metody w aspekcie jej wpływu na bezpośrednie reakcje organizmu wydaje się zasadna.

## 4. Problematyka badawcza

Wyniki badań dotyczące wpływu M-BFR na efektywność treningu oporowego pozostają niespójne. Z uwagi na ograniczoną liczbę danych naukowych dalsze analizy, a także nakreślenie kierunku działań badawczych, są niezbędne. Co więcej, mnogość zmiennych BFR oraz treningowych powoduje wysoki stopień trudności w analizie tego problemu. Literatura naukowa związana z M-BFR w głównej mierze dotyczy oceny jego wpływu na przejawy mocy mięśniowej, niemniej jednak nawet w tym obszarze wyniki pozostają sprzeczne (Wilk i wsp. 2021; Gawel i wsp. 2025). Szczegółowa analiza wyników badań pozwala na wyróżnienie trzech kategorii rezultatów w następstwie stosowania M-BFR:

- efekt wzrostu mocy mięśniowej i/lub prędkości sztangi (Jarosz i wsp. 2021; Wilk i wsp. 2021);

- efekt ograniczenia spadku mocy mięśniowej i/lub prędkości sztangi (Trybulski i wsp. 2022a);
- brak wpływu na poziom mocy mięśniowej i/lub prędkości sztangi (Gawel i wsp. 2024; Gawel i wsp. 2025).

Dotychczas efekt wzrostu mocy mięśniowej w wyniku aplikacji M-BFR raportowano w dwóch badaniach (Jarosz i wsp. 2021; Wilk i wsp. 2021). Wilk i wsp. (2021) wykazali istotny wzrost średniej (MV) i szczytowej (PV) prędkości sztangi oraz mocy mięśniowej podczas wyciskania sztangi leżąc na ławce poziomej przy obciążeniu zewnętrznym równym 60% 1RM (80% AOP). Podobny efekt zwiększenia prędkości sztangi odnotowali Jarosz i wsp. (2021), jednak wyłącznie w zakresie PV oraz jedynie przy niskich i średnich obciążeniach zewnętrznych (20% i 50% 1RM). Wskazuje to, że choć oba badania potwierdziły ergogeniczny wpływ M-BFR, charakter efektu był zależny od zastosowanego obciążenia zewnętrznego. Rozbieżności te mogą wynikać również z różnic w protokołach (8 vs. 5 serii), co wskazuje na krytyczne znaczenie skumulowanego zmęczenia obwodowego w modulowaniu odpowiedzi na BFR, jednak z uwagi na ograniczoną liczbę badań wnioski te pozostają niejednoznaczne. Stosowanie M-BFR może również ograniczać spadek poziomu mocy mięśniowej w warunkach narastającego zmęczenia (Trybulski i wsp. 2022a). W badaniu Trybulski i wsp. (2022a) odnotowano ograniczenie spadku mocy w seriach 3–5 przy zastosowaniu 60% AOP, co sugeruje potencjalne działanie limitujące zmęczenie nerwowo-mięśniowe. Analiza dostępnego piśmiennictwa wskazuje, że efektywność protokołów M-BFR jest determinowana nie tylko wielkością obciążenia zewnętrznego (Jarosz i wsp. 2021; Wilk i wsp. 2021), ale w stopniu znacznym zależy od zastosowanego ciśnienia ucisku mankietu. Dotychczasowe dowody wskazują na istnienie zależności między stopniem okluzji a charakterem odpowiedzi wysiłkowej: wyższe wartości ciśnienia (80% AOP) częściej korelują z poprawą zmiennych kinematycznych (wzrost prędkości sztangi; Jarosz i wsp. 2021; Wilk i wsp. 2021), podczas gdy niższe ciśnienia (60% AOP) sprzyjają głównie ograniczeniu spadku mocy mięśniowej (Trybulski i wsp. 2022a). Powyższe obserwacje pozwalają wnioskować, że profil odpowiedzi fizjologicznej i biomechanicznej jest ściśle modulowany wartością ciśnienia ucisku, przy czym istotnym, choć słabo zbadanym czynnikiem, może być również liczba zastosowanych cykli M-BFR. Jak wskazano, M-BFR może indukować zarówno wzrost mocy mięśniowej, jak i ograniczać jej powysiłkowy spadek. Warto jednak zauważyć, że część doniesień naukowych nie wykazuje w tym zakresie istotnych statystycznie zmian (Gawel i wsp. 2024; Gawel i wsp. 2025). Fakt, że nawet przy zbliżonych

protokołach treningowych uzyskiwano odmienne rezultaty, sugeruje istnienie dodatkowych, dotychczas niemonitorowanych czynników warunkujących skuteczność tej metody. Stanowi to silne uzasadnienie dla dalszej eksploracji tego zagadnienia.

Interakcja zmiennych BFR oraz zmiennych treningowych powoduje, że obecnie nie można określić kluczowego czynnika lub czynników determinujących efekt M-BFR. Istnieje także prawdopodobieństwo, że inna zmienna, dotychczas nieokreślona lub nieanalizowana może warunkować skuteczność tej metody. W związku z tym, w celu znalezienia najlepszego rozwiązania powyższego problemu, a także mając na uwadze rozbieżności dostępnych protokołów badawczych, zasadna wydaje się analiza poszczególnych zmiennych niezależnie. Analiza wyników wcześniejszych badań wskazuje, że stosowanie ciśnienia ucisku opaski ~80% AOP może stanowić minimalną efektywną wartość wymaganą do uzyskania efektu wzrostu mocy mięśniowej i/lub prędkości sztangi w metodzie M-BFR (Jarosz i wsp. 2021; Wilk i wsp. 2021). Niemniej jednak, można przypuszczać, że stosowanie wyższych wartości (>80% AOP) również będzie korzystne. Salagas i wsp. (2022) wykazali, że pojedynczy cykl BFR (5 min BFR; 5 min reperfuzji) przy zastosowaniu ciśnienia ucisku opaski równego 100% AOP istotnie wpłynął na zwiększenie prędkości sztangi podczas wyciskania leżąc na ławce poziomej (60% 1RM). Jednakże, badanie Bichowska-Paweska i wsp. (2024) gdzie również zastosowano jeden cykl BFR (5 min BFR; 5 min reperfuzji; 1 cykl; 60% 1RM), lecz niższą wartość ciśnienia ucisku opaski (80% AOP) tego nie potwierdziło. Powyższe dane sugerują, że całkowite zamknięcie przepływu krwi (100% AOP) może stanowić istotny czynnik w kontekście bezpośredniego zwiększenia efektywności ćwiczeń oporowych z wykorzystaniem BFR (Salagas i wsp. 2022). Jednak badanie Salagas i wsp. (2022) stanowi jedyny protokół BFR, w którym zastosowano wartość ciśnienia ucisku opaski wynoszącą 100% AOP i tylko w pojedynczym cyklu BFR. Co więcej, choć Salagas i wsp. (2022) raportowali korzyść w wyniku zastosowania pojedynczego cyklu BFR, efekt ten dotyczył tylko początkowych serii (1–3). Przeciwnie, Wilk i wsp. (2021) oraz Trybulski i wsp. (2022a) wykazali korzystny wpływ M-BFR w dalszych seriach (3–5), ale nie w początkowych (1–2). Można przypuszczać, że stosowanie wysokich wartości ciśnienia ucisku opaski (100% AOP; Salagas i wsp. 2022) pozwala uzyskać efekt już w pierwszych seriach, średnie wartości (80% AOP; Wilk i wsp. 2021) pozwalają na uzyskanie pozytywnego efektu w dalszych seriach (3–5), natomiast niskie wartości (60% AOP; Trybulski i wsp. 2022a) mogą powodować efekt ograniczenia spadku poziomu mocy mięśniowej w następstwie narastającego zmęczenia. Jednakże dotychczas w żadnym z badań nie zastosowano jednocześnie ciśnienia ucisku

opaski równego 100% AOP i więcej niż jednego cyklu BFR (Salagas i wsp. 2022). Uwzględniając dostępne dane naukowe można spekulować, że zastosowanie ciśnienia ucisku opaski równego 100% AOP przy powtarzalnych cyklach M-BFR pozwoli na uzyskanie efektu wzrostu mocy mięśniowej w każdej serii ćwiczenia. Aspekt ten zostanie podjęty w niniejszej pracy.

Poza wartością ciśnienia ucisku opaski oraz liczbą cykli BFR należy również poddać analizie inne zmienne, w tym czas trwania BFR. W zrealizowanych protokołach badawczych stosowano czas trwania BFR wynoszący od ~2.5 minuty (Jarosz i wsp. 2021) do 6.5 minuty (Gawel i wsp., 2024). Jednakże Ghosh i wsp. (2000) wykazali, że 4 minuty BFR (100% AOP) stanowią wystarczający czas do uzyskania istotnych zmian adaptacyjnych, co jest zgodne z wynikami badania Wilk i wsp. (2021), w którym wykazano korzystny efekt przy zastosowaniu czasu trwania BFR wynoszącego około 4.5 minuty. Należy jednak zaznaczyć, że taka wartość (Wilk i wsp. 2021; Trybulski i wsp. 2022a) nie gwarantuje jednoznacznie uzyskania efektu (wzrostu lub utrzymania poziomu mocy mięśniowej), jak raportowano w innych pracach (Trybulski i wsp. 2023; Gawel i wsp. 2024). W związku z tym konieczne są dalsze rozważania. Analiza dostępnych protokołów badawczych z zakresu M-BFR w kontekście mocy mięśniowej, z uwzględnieniem najczęściej stosowanego czasu trwania przerwy wypoczynkowej (5–7 minut), a także aspektów technicznych (zakładanie i zdejmowanie opasek) oraz metodycznych (czas trwania reperfuzji), wskazuje, że optymalny zakres czasu trwania BFR mieści się w przedziale około 3–5 minut. W związku z tym w niniejszej dysertacji zostaną zastosowane wartości mieszczące się w tym przedziale. Na podstawie powyższych rozważań można przypuszczać, że czas trwania BFR jest powiązany z innymi zmiennymi, w tym w szczególności z czasem trwania reperfuzji (Trybulski i wsp. 2022a; Gawel i wsp. 2025). Stosowany w literaturze z zakresu M-BFR czas trwania reperfuzji wynosi od niezbędnego minimum (opaski zdejmowane bezpośrednio przed wykonaniem ćwiczenia; Wilk i wsp. 2021), poprzez 30 sekund (Trybulski i wsp. 2022a; Gawel i wsp. 2024), aż do 60 sekund (Gawel i wsp. 2025). Pozytywny wpływ M-BFR na poziom mocy mięśniowej wykazano, gdy czas trwania reperfuzji wynosił 30 sekund (Trybulski i wsp. 2022a), bądź gdy opaski zdejmowano bezpośrednio przed wysiłkiem fizycznym (Jarosz i wsp. 2021; Wilk i wsp. 2021). Niemniej jednak nadal nie można stwierdzić, czy czas trwania reperfuzji >30 sekund pozwoli na zwiększenie efektywności ćwiczeń oporowych w następstwie M-BFR, szczególnie w odniesieniu do różnego rodzaju ćwiczeń (górne i dolne partie ciała), jak i protokołów treningowych (liczba serii ćwiczenia,

stałe i zmienne obciążenie zewnętrzne). W jedynym dotychczas dostępnym badaniu analizującym różne czasy trwania reperfuzji (30 sekund vs. 60 sekund) nie odnotowano istotnych różnic między warunkami (Gawel i wsp. 2025). Co więcej, wyniki tej pracy, w przeciwieństwie do wcześniejszych doniesień (Jarosz i wsp. 2021; Wilk i wsp. 2021; Trybulski i wsp. 2022a), nie potwierdziły występowania korzystnych efektów w następstwie M-BFR. Zatem, mimo że czas trwania reperfuzji może odgrywać istotną rolę w determinowaniu efektu M-BFR (Jarosz i wsp., 2023), jego znaczenie nie zostało dotychczas jednoznacznie określone. Ponadto, mając na uwadze wyniki badania Gawel i wsp. (2025) należy przypuszczać, że może ona być powiązana bądź drugorzędna w stosunku do pozostałych zmiennych BFR lub treningowych. Jednakże, z uwagi na niedostatek danych naukowych w tym zakresie dostępna literatura nie pozwala na dalszą analizę tego zagadnienia.

Szczegółowa analiza literatury dotyczącej BFR, jak również własne doświadczenia treningowe wskazują, że sposób określania AOP może stanowić zarówno przyczynę, jak i potencjalne wyjaśnienie znacznych rozbieżności w wynikach dotychczasowych badań. W dotychczasowych protokołach badawczych, zgodnie z ogólnie przyjętą metodyką treningu BFR (Patterson i wsp., 2019), stosowano zindywidualizowaną, lecz stałą wartość ciśnienia ucisku opaski utrzymywaną przez cały czas trwania procedury. Jednak wysiłek fizyczny zmienia wskaźniki hemodynamiczne (Vincent i wsp., 2003; Poton i Polito, 2016). Może to wpływać na faktyczną wartość AOP, która ulega zmianie po rozgrzewce oraz przed każdą kolejną serią ćwiczenia. Można zatem przypuszczać, że precyzyjna ocena rzeczywistego ciśnienia ucisku opaski jest możliwa wyłącznie przy zastosowaniu 100% AOP. W przypadku stosowania wartości niższych (<100% AOP) weryfikacja tego problemu jest ograniczona, ponieważ wymagałaby uprzedniego określenia 100% AOP, a następnie adekwatnego obniżenia ciśnienia do wartości docelowej. Kolejnym aspektem wymagającym rozważenia są potencjalne różnice w AOP pomiędzy lewą i prawą kończyną, a także odmienna dynamika zmian tej wartości między kończynami, co obserwowano w praktyce podczas stosowania M-BFR. Ponadto, poza samym wysiłkiem fizycznym, na wartość AOP wpływają również inne czynniki, takie jak pozycja ciała podczas pomiaru czy sposób spędzania przerwy wypoczynkowej (Karanasios i wsp., 2022). Wykazano, że różnice pomiędzy poszczególnymi pozycjami pomiarowymi mogą sięgać nawet >50 mmHg (Hughes i wsp. 2018; Sieljacks i wsp. 2018; de Queiros i wsp. 2024). Uwzględniając powyższe rozbieżności, można przypuszczać, że prawidłowe określenie AOP stanowi jeden z kluczowych czynników

determinujących efektywność metod okluzyjnych, natomiast dotychczasowa metodyka jego wyznaczania może być obarczona błędem systematycznym. Co istotne, zagadnienie to nie było dotychczas przedmiotem pogłębionych analiz w literaturze. Podsumowując, wartość AOP może być zależna nie tylko od czynników dotychczas identyfikowanych, lecz również od zmian wskaźników hemodynamicznych zachodzących w następstwie wysiłku fizycznego, w tym od fluktuacji wartości AOP po rozgrzewce oraz pomiędzy kolejnymi cyklami M-BFR. W związku z tym zasadne wydaje się systematyczne monitorowanie faktycznego ciśnienia ucisku opaski w każdym cyklu M-BFR, przy czym jej najbardziej precyzyjna ocena możliwa jest w warunkach zastosowania 100% AOP. Z uwagi na powyższe przesłanki metodologiczne oraz fakt, że stosowane ciśnienie indukuje całkowite zamknięcie światła naczyń tętniczych, w niniejszej pracy dla opisanego autorskiego protokołu badawczego wprowadzono termin międzywysiłkowej okluzji tętniczej (ang. *inter-set arterial occlusion*; M-AOP).

Mając na uwadze powyższe niedostatki oraz sprzeczności w literaturze, celem niniejszej pracy jest kompleksowa ocena wpływu M-AOP z ciśnieniem ucisku opaski równym 100% AOP na zmienne mechaniczne ćwiczeń oporowych i testu wysoku pionowego z zamachem (CMJ) oraz właściwości biomechaniczne mięśni szkieletowych w zróżnicowanych protokołach treningowych, z uwzględnieniem zmian wartości AOP w kolejnych cyklach M-AOP. Realizacja tak sformułowanego celu ma pozwolić na zweryfikowanie ergogenicznego potencjału tej metody oraz sformułowanie konkretnych wytycznych służących optymalizacji procesu kształtowania mocy mięśniowej w sporcie wyczynowym.

## 4.1. Cel pracy

### **Cel główny:**

Celem głównym niniejszej pracy była kompleksowa ocena wpływu M-AOP z ciśnieniem ucisku opaski równym 100% AOP na zmienne mechaniczne ćwiczeń oporowych i testu CMJ oraz właściwości biomechaniczne mięśni szkieletowych w zróżnicowanych protokołach treningowych, z uwzględnieniem zmian AOP w kolejnych cyklach M-AOP.

### **Cele szczegółowe:**

Celem I etapu było określenie wpływu M-AOP (100% AOP), stosowanej w warunkach zmiennego obciążenia zewnętrznego na zmiany średniej (MV) i szczytowej prędkości sztangi (PV) w przysiadzie ze sztangą, zmienne mechaniczne testu CMJ, właściwości biomechaniczne mięśnia obszernego bocznego (*m. vastus lateralis*) oraz zmiany wartości AOP w kolejnych cyklach M-AOP u zawodników kadry narodowej w kombinacji norweskiej.

Celem II etapu była ocena wpływu zmodyfikowanego (czas trwania okluzji tętniczej, czas reperfuzji) protokołu M-AOP (100% AOP) na MV i PV, zmienne mechaniczne testu CMJ, właściwości biomechaniczne mięśnia obszernego bocznego (*m. vastus lateralis*) oraz zmienność AOP w kolejnych cyklach M-AOP u zawodników kadry narodowej w kombinacji norweskiej i skokach narciarskich.

Celem III etapu było określenie wpływu M-AOP (100% AOP), stosowanej przy stałej wartości obciążenia zewnętrznego oraz zwiększonej liczbie cykli na MV i PV, zmienne mechaniczne testu CMJ, właściwości biomechaniczne mięśnia obszernego bocznego (*m. vastus lateralis*) oraz zmiany AOP w kolejnych cyklach M-AOP u osób trenujących rekreacyjnie.

Celem IV etapu była ocena wpływu M-AOP (100% AOP), stosowanej w ćwiczeniu angażującym kończyny górne na MV i PV, właściwości biomechaniczne głowy długiej mięśnia trójgłowego ramienia (*m. triceps brachii caput longum*) oraz zmiany AOP w kolejnych cyklach M-AOP u osób trenujących rekreacyjnie.

## **4.2 Pytania badawcze**

1. Czy międzywysiłkowa okluzja tętnicza istotnie wpływa na kierunek oraz wielkość zmian prędkości sztangi podczas przysiadów?
2. Czy charakter układu serii (stałe vs. zmienne obciążenie zewnętrzne) istotnie różnicuje kierunek oraz wielkość zmian prędkości sztangi w następstwie zastosowania międzywysiłkowej okluzji tętniczej?
3. Czy rodzaj ćwiczenia oporowego (przysiad ze sztangą vs. wyciskanie sztangi leżąc na ławce poziomej), istotnie różnicuje kierunek i wielkość zmian prędkości sztangi w następstwie zastosowania międzywysiłkowej okluzji tętniczej?

4. Czy międzywysiłkowa okluzja tętnicza zastosowana podczas przysiadów ze sztangą oraz charakter układu serii (stałe vs. zmienne obciążenie zewnętrzne) istotnie wpływają na kierunek oraz wielkość zmian wskaźników mechanicznych w teście wyskoku pionowego z zamachem oraz na właściwości biomechaniczne mięśnia obszernego bocznego (*m. vastus lateralis*)?

5. Czy rodzaj ćwiczenia oporowego (przysiad ze sztangą vs. wyciskanie sztangi leżąc na ławce poziomej) istotnie wpływa na kierunek oraz wielkość zmian właściwości biomechanicznych mięśnia obszernego bocznego (*m. vastus lateralis*) i głowy długiej mięśnia trójgłowego ramienia (*m. triceps brachii caput longum*), w następstwie zastosowania międzywysiłkowej okluzji tętnicznej?

### 4.3 Hipotezy badawcze

1. Międzywysiłkowa okluzja tętnicza wpłynie korzystnie na kierunek zmian prędkości sztangi, powodując jej istotne zwiększenie podczas wykonywania przysiadów.

2. Charakter układu serii (stałe vs. zmienne obciążenie zewnętrzne) nie różnicuje istotnie kierunku i wielkości zmian prędkości sztangi w następstwie zastosowania międzywysiłkowej okluzji tętnicznej.

3. Rodzaj ćwiczenia oporowego (przysiad ze sztangą vs. wyciskanie sztangi leżąc na ławce poziomej) nie różnicuje istotnie kierunku oraz wielkości zmian prędkości sztangi w następstwie stosowania międzywysiłkowej okluzji tętnicznej.

4. Międzywysiłkowa okluzja tętnicza zastosowana podczas przysiadów oraz charakter układu serii (stałe vs. zmienne obciążenie zewnętrzne), nie różnicuje w sposób istotny kierunku oraz wielkości zmian wskaźników mechanicznych podczas testu wyskoku pionowego z zamachem oraz właściwości biomechanicznych mięśnia obszernego bocznego (*m. vastus lateralis*).

5. Rodzaj ćwiczenia oporowego (przysiad ze sztangą vs. wyciskanie sztangi leżąc na ławce poziomej) nie różnicuje w sposób istotny kierunku oraz wielkości zmian właściwości biomechanicznych mięśnia obszernego bocznego (*m. vastus lateralis*) i głowy długiej mięśnia trójgłowego ramienia (*m. triceps brachii caput longum*), w następstwie zastosowania międzywysiłkowej okluzji tętnicznej.

## 5. Materiał i metody badawcze

### 5.1 Materiał badawczy

#### 5.1.1. Liczebność próby

W celu zachowania rzetelności metodologicznej, minimalną wielkość próby dla poszczególnych etapów eksperymentu obliczono przy użyciu programu G\*Power (Dusseldorf, Germany; wersja 3.1.9.2.):

#### Etap I (badanie pilotażowe)

Do badań włączono 6 zawodników. Niższa liczebność grupy w tej fazie wynikała z pilotażowego charakteru badań, których nadrzędnym celem była weryfikacja procedur przed rozpoczęciem zasadniczej części badania.

#### Etap II

Zastosowano test statystyczny ANOVA; powtarzalne pomiary (ang. *repeated measures*); wariant wewnątrz-między czynnikowy (ang. *within-between interaction*). Uwzględniono interakcję dla dwóch warunków eksperymentalnych oraz trzech punktów pomiarowych dla każdego z nich. Przyjęto moc statystyczną na poziomie 0.8, istotność statystyczną na poziomie  $<0.05$  oraz wielkość efektu  $d$  Cohena na poziomie 0.83-0.88 bazując na wcześniejszych badaniach dotyczących wpływu M-BFR na prędkość sztangi (Wilk i wsp. 2021; Salagas i wsp. 2022). Uwzględniając powyższe, minimalna wielkość próby badanej wskazała 7-8 badanych. Co więcej, w żadnym z dostępnych badań naukowych dotyczących wpływu M-BFR na poziom mocy mięśniowej wielkość prób badawczych nie przekraczała  $n=12$  (Jarosz i wsp. 2021; Wilk i wsp. 2021; Trybulski i wsp. 2022; Gawel i wsp. 2025).

#### Etapy III-IV:

Z uwagi na zwiększenie liczby serii oraz cykli M-AOP do pięciu, ponownie przeprowadzono analizę mocy. Przy uwzględnieniu pięciu punktów pomiarowych oraz zachowaniu pozostałych zmiennych w odniesieniu do etapu II (moc statystyczna 0.8; istotność statystyczną na poziomie  $<0.05$ ; wielkość efektu  $d$  Cohena na poziomie 0.83–0.88), analiza wykazała, że minimalna wielkość próby wynosi 6 osób. Ostatecznie do tych etapów zakwalifikowano 12 uczestników, co pozwoliło na uzyskanie mocy statystycznej przewyższającej założone minimum.

### 5.1.2. Charakterystyka osób badanych

Łącznie w czterech etapach eksperymentu wzięło udział 30 mężczyzn. Dobór do badań miał charakter celowy. Charakterystykę osób badanych przedstawiono w tabeli 1.

- W I etapie eksperymentu (badanie pilotażowe) udział wzięło 6 zawodników Kadry Narodowej w kombinacji norweskiej.
- W II etapie eksperymentu udział wzięło 12 zawodników wchodzących w skład Kadr Narodowych w skokach narciarskich oraz w kombinacji norweskiej.
- W III i IV etapie eksperymentu udział wzięło 12 zdrowych, aktywnych fizycznie mężczyzn.

Tabela 1. Charakterystyka osób badanych (etapy I-IV)

| Etap   | Wiek (lata) | Masa ciała (kg) | Wysokość ciała (cm) | 1RM SQ (kg)  | 1RM BP (kg)  | Staż treningowy (lata) | Baseline AOP prawa kończyna (mmHg) | Baseline AOP lewa kończyna (mmHg) |
|--------|-------------|-----------------|---------------------|--------------|--------------|------------------------|------------------------------------|-----------------------------------|
| I      | 18.5 ± 2.3  | 56.1 ± 3.9      | 176.5 ± 1.7         | 97 ± 14      | -            | 4.8 ± 0.6              | 189 ± 17                           | 183 ± 12                          |
| II     | 22.2 ± 4.9  | 59.1 ± 4.4      | 175.8 ± 2.1         | 143.3 ± 19.3 | -            | 8.3 ± 2.0              | 202 ± 22                           | 195 ± 22                          |
| III-IV | 21.2 ± 1.2  | 82.1 ± 8.9      | 177.7 ± 5.3         | 165.0 ± 30.5 | 121.0 ± 26.8 | 4.0 ± 1.3              | 210 ± 35 / 178 ± 21*               | 202 ± 25 / 181 ± 24*              |

1RM BP – wynik testu 1RM w wyciskaniu sztangi leżąc na ławce poziomej, 1RM SQ – wynik testu 1RM w przysiadzie ze sztangą. Baseline AOP – pomiar bazowy ciśnienia powodującego całkowite zamknięcie przepływu krwi tętniczej. Dane przedstawione jako średnia ± odchylenie standardowe

\* podano wartości odpowiednio dla sesji gdzie pomiar AOP wykonano dla kończyn dolnych (etap III) i kończyn górnych (etap IV)

### 5.1.3 Kryteria włączenia i wyłączenia z badań

Z uwagi na zastosowanie pełnej okluzji tętniczej (100% AOP) proces rekrutacji oparto na rygorystycznych kryteriach kwalifikacyjnych:

#### Kryteria włączenia:

Nadrzędnym kryterium włączenia było uzyskanie spoczynkowej wartości ciśnienia odpowiadającego 100% AOP mieszczącego się w granicach fizjologicznych dla danej grupy

wiekowej i profilu morfologicznego (Scott i wsp. 2015). Jako graniczne kryterium wyłączenia przyjęto wartości AOP przekraczające 300 mmHg (wskazujące na potencjalną sztywność naczyń lub patologiczne nadciśnienie; Noordin i wsp., 2009) oraz asymetrię AOP między kończynami przekraczającą 20% (Laurent i wsp. 2006). Dodatkowo w poszczególnych etapach przyjęto następujące kryteria:

#### **ETAP I-II:**

- płeć męska,
- status członka Kadry Narodowej w kombinacji norweskiej lub skokach narciarskich,
- minimum 3 lata stażu w treningu oporowym i specjalistycznym (trening oporowy  $\geq 2$ x/tydzień, trening specjalistyczny  $\geq 4$ x/tydzień),
- poziom siły mięśniowej określony poprzez wynik testu 1RM w przysiadzie ze sztangą wynoszący co najmniej 130% masy ciała.

#### **ETAP III-IV:**

- płeć męska,
- minimum 3 lata stażu w treningu oporowym (trening oporowy  $\geq 3$ x/tydzień)
- poziom siły mięśniowej określony poprzez wynik testu 1RM w przysiadzie ze sztangą wynoszący co najmniej 150% masy ciała ,
- poziom siły mięśniowej określony poprzez wynik testu 1RM w wyciskaniu sztangi leżąc na ławce poziomej wynoszący co najmniej 130% masy ciała .

#### **Kryteria wyłączenia:**

Kwalifikacja na każdym etapie eksperymentu odbywała się na podstawie rozszerzonej karty informacyjnej, w której uczestnicy obligatoryjnie potwierdzali brak specyficznych przeciwwskazań naczyniowych dla stosowania pełnej okluzji tętniczej. Następnie, w celu zapewnienia najwyższego bezpieczeństwa badanych, dane z kwestionariuszy poddano weryfikacji medycznej pod kątem braku przeciwwskazań kardiologicznych i naczyniowych. Występowanie choćby jednego z poniższych kryteriów wyłączenia stanowiło bezwzględne przeciwwskazanie do udziału w eksperymencie:

- nadciśnienie tętnicze (ciśnienie spoczynkowe  $\geq 140/90$  mmHg),
- przebyta zakrzepica żył głębokich,
- zaawansowane żylaki kończyn dolnych oraz niewyjaśnione obrzęki nóg,

- stwierdzona miażdżycza tętnic kończyn dolnych,
- inne schorzenia układu sercowo-naczyniowego,
- zaburzenia krzepliwości krwi oraz przyjmowanie leków przeciwzakrzepowych,
- cukrzyca,
- przewlekła niewydolność nerek,
- urazy układu mięśniowo-szkieletowego w obrębie kończyn dolnych i kręgosłupa (w okresie ostatnich 6 miesięcy),
- ostre stany zapalne w obrębie kończyn dolnych oraz ogólnoustrojowe infekcje przebiegające z gorączką,
- aktywna choroba nowotworowa lub przebyte leczenie chemioterapeutyczne.

Kluczowym elementem rygoru metodologicznego było przyjęcie indywidualnego progu AOP określonego podczas pomiaru bazowego jako krytycznego kryterium kwalifikacyjnego. Pozwoliło to na obiektywną weryfikację profilu naczyniowego badanych oraz precyzyjne dostosowanie siły kompresji do ich indywidualnych uwarunkowań morfologicznych. Odnotowane w badaniach wartości spoczynkowego ciśnienia AOP (zakres średnich: 178–210 mmHg; Tabela 1) są w pełni zgodne z fizjologicznym modelem okluzji opisanym przez Loenneke i wsp. (2012) oraz Sieljacks i wsp. (2018) oraz odzwierciedlają niezbędny ucisk mechaniczny potrzebny do pokonania oporu tkanek miękkich. Najwyższe odnotowane wartości średnie (etap III:  $210 \pm 35$  mmHg) oraz maksymalne wartości jednostkowe (260–280 mmHg) wynikają bezpośrednio z charakterystyki badanych grup, osób o wysokiej masie tkanki mięśniowej i wysokim poziomie siły mięśniowej (elitarni sportowcy, osoby trenujące oporowo). Takie podejście pozwoliło zagwarantować bezpieczeństwo procedury poprzez dostosowanie siły ucisku do profilu każdego uczestnika, co zgodnie z wytycznymi Scotta i wsp. (2015) minimalizuje ryzyko niepożądanych incydentów naczyniowych.

Protokół badań został zaakceptowany przez Komisję Badań Naukowych Fizjoterapeutów przy Stowarzyszeniu Fizjoterapia Polska (3/03/2024), a wszystkie procedury były zgodne z zasadami etyki Deklaracji Helsińskiej (2013). Wszyscy uczestnicy zostali poinformowani o charakterystyce odczuć towarzyszących pełnej okluzji tętniczej i wyrazili pisemną zgodę na udział w badaniu, z prawem do wycofania się w dowolnym momencie. Na każdym etapie eksperymentu zastosowano model randomizowanego, kontrolowanego zaślepienia. Randomizację kolejności sesji przeprowadzono przy użyciu generatora

internetowego (randomization.org). Uczestnicy nie zostali poinformowani o warunkach testowych ani o spodziewanych wynikach badania przed i w trakcie jego trwania. W celu zachowania najwyższych standardów kontroli, w sesji eksperymentalnej brało udział jednocześnie maksymalnie dwóch uczestników. Badani zostali poinstruowani, aby 24 godziny przed sesją nie wykonywać treningu oporowego. Ponadto, zobligowano uczestników do zachowania stałych nawyków żywieniowych i higieny snu oraz do niespożywania suplementów i środków pobudzających w okresie trwania eksperymentu.

## **5.2. Procedura badawcza**

### **Ogólny zarys procedury badawczej:**

Eksperyment został podzielony na cztery etapy. Ich realizacja miała charakter progresywny i adaptacyjny, a wybrane zmienne protokołu badawczego były każdorazowo modyfikowane na podstawie analizy wyników uzyskanych w poprzednim etapie badania. W etapie I procedura eksperymentalna zakładała zastosowanie M-AOP pomiędzy seriami przysiadów ze sztangą ze zmiennym obciążeniem zewnętrznym oraz 6 minut przerwy wypoczynkowej (1 minuta aplikacja opasek + 4.5 minuty okluzji tętniczej + 0.5 minuty reperfuzji). W II etapie dokonano zmian w początkowo przyjętej procedurze badawczej. Zmodyfikowano protokół badawczy o wybrane zmienne okluzji:

- Skrócono czas trwania okluzji tętniczej z 4.5 minuty do 3 minut,
- Wydłużono czas reperfuzji z 0.5 minuty do 1.5 minuty,
- Wydłużono czas przeznaczony na aplikację opasek z 1 minuty do 1.5 minuty.

Ostatecznie procedura etapu II zakładała zastosowanie M-AOP pomiędzy przysiadami ze sztangą (3 serie po 2 powtórzenia) z obciążeniem zewnętrznym równym odpowiednio: 60%, 70%, 80% 1RM oraz 6 minut przerwy wypoczynkowej (1.5 minuty aplikacja opasek + 3 minuty okluzji tętniczej + 1.5 minuty reperfuzji). Analiza danych i wyników etapu II (istotny wpływ M-AOP na MV i PV) pozwoliła na zaprojektowanie etapów III-IV. Podczas III etapu eksperymentu w odniesieniu do etapu II:

- Zwiększono liczbę cykli M-AOP z 3 do 5,
- Zwiększono liczbę serii ćwiczenia oporowego z 3 do 5,
- Zastosowano stałe obciążenie zewnętrzne,
- Skrócono czas trwania przerwy wypoczynkowej z 6 minut do 5.5 minut,

- Skrócono czas reperfuzji z 1.5 minuty do 1 minuty,
- Udział wzięły osoby trenujące rekreacyjnie (minimum 2 lata doświadczenia w treningu siłowym; studenci).

Procedura etapu III zakładała zastosowanie M-AOP pomiędzy przysiadami ze sztangą (5 serii po 2 powtórzenia z obciążeniem zewnętrznym równym 70% 1RM oraz 5.5 minuty przerwy wypoczynkowej (1.5 minuty aplikacja opasek + 3 minuty okluzji tętniczej + 1 minuta reperfuzji). Podczas IV etapu eksperymentu w odniesieniu do etapu III zastosowano ćwiczenie ukierunkowane na górne partie ciała (wyciskanie sztangi leżąc na ławce poziomej). Pozostała część procedury oraz grupa osób badanych była tożsama z etapem III.

### 5.2.1. Test jednego powtórzenia maksymalnego i sesja zapoznawcza

Tydzień przed rozpoczęciem sesji eksperymentalnych przeprowadzono test jednego powtórzenia maksymalnego (1RM) oraz sesję zapoznawczą. Na każdym etapie eksperymentu wszystkie próby testowe zrealizowano w godzinach przedpołudniowych (9:00–12:00) w celu zachowania standaryzacji dobowej. Każdy uczestnik wykonał identyczny protokół rozgrzewkowy:

- część ogólna: 5 minut wysiłku na cykloergometrze (intensywność: tętno ok. 130 ud./min).
- część specjalistyczna:
  - Etapy I–III (przysiad ze sztangą): 2 serie po 15 przysiadów oraz 2 serie po 20 naprzemiennych zakroków z masą własnego ciała (1 minuta przerwy wypoczynkowej).
  - Etap IV (wyciskanie sztangi leżąc na ławce poziomej): 2 serie po 15 pompek klasycznych oraz wymachy ramion w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej (1 minuta przerwy wypoczynkowej).

### Protokół wyznaczania 1RM:

Po rozgrzewce przystąpiono do testu 1RM (przysiad ze sztangą w Etapach I–III; wyciskanie sztangi leżąc w Etapie IV) wg następującego schematu:

- Serie wstępne: Kolejno 15, 10, 5 oraz 3 powtórzenia z obciążeniem równym odpowiednio 20%, 40%, 60% i 80% wstępnie zadeklarowanego ciężaru maksymalnego (ang. *self-reported 1RM*). Umożliwiło to optymalne przygotowanie

nerwowo-mięśniowe przy minimalizacji zmęczenia metabolicznego przed próbami maksymalnymi (Grgic i wsp. 2020).

- Próby maksymalne: Obciążenie zwiększano o 2,5 kg do 10 kg w każdej kolejnej próbie, a proces powtarzano aż do wystąpienia niezaliczonej próby. Proces ograniczono do maksymalnie 5 prób, stosując 5-minutowe przerwy wypoczynkowe (Filip-Stachnik i wsp. 2021).

### **Sesja zapoznawcza:**

Po 15 minutach przerwy wypoczynkowej po zakończeniu testu 1RM, uczestnicy zostali zapoznani z procedurami eksperymentalnymi w celu minimalizacji efektu uczenia się. Każdy uczestnik wykonał 5 serii po 3 powtórzenia przysiadu ze sztangą (etap I-III) lub wyciskania sztangi leżąc (etap IV) z obciążeniem zewnętrznym równym 60% 1RM w warunkach M-BFR (3 minuty BFR; 80% AOP; 1 minuta reperfuzji; Gawel i wsp. 2024). Następnie, po upływie 5 minut wykonano test CMJ na platformie dynamometrycznej (etap I-III). W trakcie sesji zapoznawczych przeprowadzono również próbne pomiary prędkości sztangi. (pomiar prędkości sztangi oraz test CMJ przeprowadzono zgodnie z protokołami opisanymi w rozdziale 3.3.

### **5.2.2. Przebieg sesji eksperymentalnych**

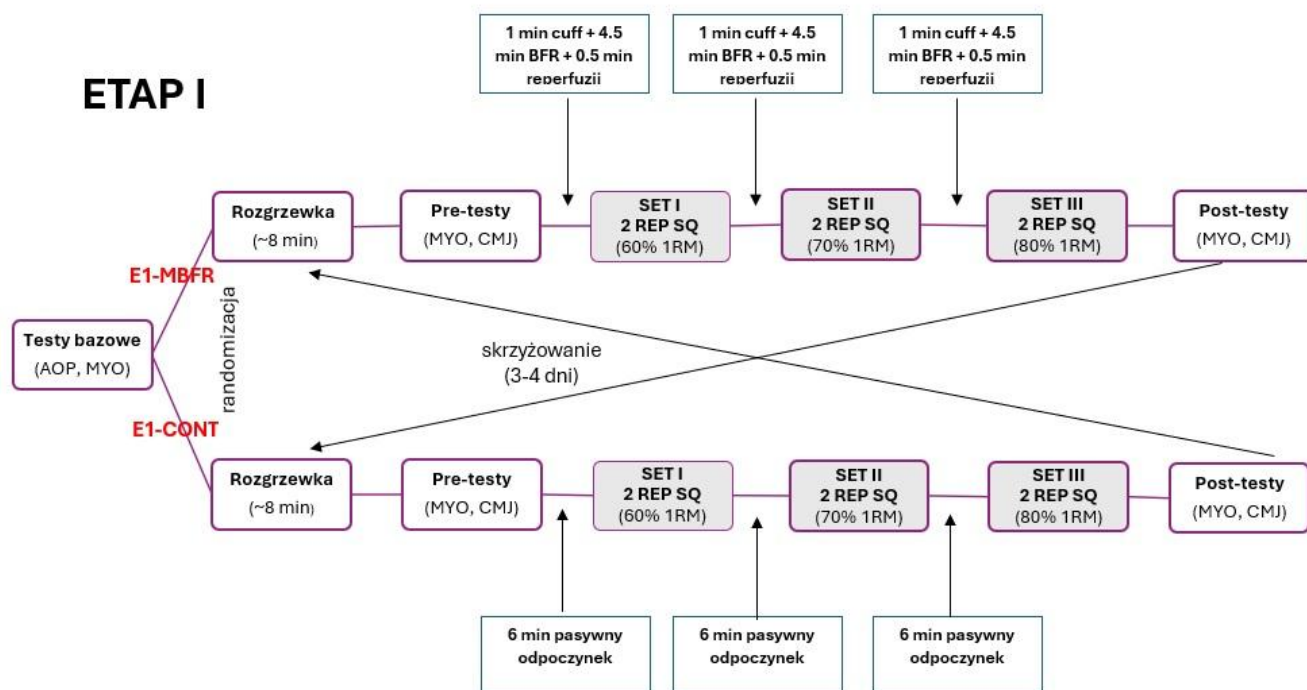
#### **Etap I:**

Każda osoba badana wykonała zgodnie z randomizacją, w losowej kolejności 2 sesje eksperymentalne w odstępie od 3 do 4 dni:

- a) E1-CONT – warunek kontrolny bez zastosowania międzywysiłkowej okluzji tętniczej
- b) E1-MBFR – warunek eksperymentalny z zastosowaniem międzywysiłkowej okluzji tętniczej

Na początku każdej sesji eksperymentalnej dokonano pomiaru właściwości biomechanicznych mięśnia obszernego bocznego (*m. vastus lateralis*) w obu kończynach dolnych w warunkach spoczynkowych (punkt czasowy 1; MYO1). Następnie przeprowadzono pomiar wartości ciśnienia ucisku powodującego całkowite zamknięcie przepływu krwi tętniczej (100% AOP). Po pomiarach bazowych zawodnicy wzięli udział w rozgrzewce, podczas której wykonali wysiłek na cykloergometrze (czas trwania: 5 minut;

tętno: 130 uderzeń/min), a następnie dowolne ćwiczenia mobilizacyjne i aktywacyjne angażujące całe ciało oraz 20 naprzemiennych zakroków i 20 przysiadów z obciążeniem własnej masy ciała (czas trwania ~8 minut). Bezpośrednio po przeprowadzeniu rozgrzewki ponownie dokonano pomiaru właściwości biomechanicznych mięśnia obszernego bocznego w obu kończynach dolnych (punkt czasowy 2; MYO2). Minutę po wykonaniu pomiaru właściwości biomechanicznych mięśnia przeprowadzono test CMJ (punkt czasowy 1; CMJ1) na platformie dynamometrycznej. Po wykonaniu pomiarów na platformie dynamometrycznej rozpoczęto część główną procedury eksperymentalnej składającą się z 2 serii rozgrzewkowych oraz 3 serii zasadniczych przysiadów ze sztangą. W seriach rozgrzewkowych wykonano 5 powtórzeń z obciążeniem zewnętrznym równym odpowiednio: 20 kg oraz 40% 1RM z wolicjonalną prędkością ruchu. Z kolei, w seriach zasadniczych wykonano 2 powtórzenia z obciążeniem zewnętrznym równym 60%, 70% oraz 80% 1RM (zwiększenie intensywności o 10% w każdej kolejnej serii) z prędkością maksymalną w fazie koncentrycznej ruchu (Wilk i wsp. 2019). Czas przerwy wypoczynkowej wynosił 6 minut. Przed 1 serią zasadniczą oraz podczas przerw wypoczynkowych grupa E1-MBFR stosowała międzywysiłkową okluzję tętniczną (100% AOP; 4.5 minuty okluzji tętnicznej; 0.5 minuty reperfuzji), natomiast grupa E1-CONT nie stosowała międzywysiłkowej okluzji tętnicznej. Po wykonaniu ostatniej, zasadniczej serii przysiadów ze sztangą dokonano ponownego pomiaru właściwości biomechanicznych mięśnia obszernego bocznego (*m. vastus lateralis*) w obu kończynach dolnych kolejno w 1.(MYO3), 3.(MYO4), 5.(MYO5) minucie restytucji (punkty czasowe, odpowiednio: 3,4,5). W 7 minucie restytucji przeprowadzono test CMJ (punkt czasowy 2; CMJ2) na platformie dynamometrycznej. W czasie trwania protokołu nie dokonano w nim żadnych zmian (ryc. 1).



Ryc. 1. Schemat przebiegu I etapu eksperymentu. Dane przedstawiają chronologię pomiarów oraz interwencji. E1-MBFR – warunek eksperymentalny z międzywysiłkową okluzją tętniczą; E1-CONT – warunek kontrolny. CMJ – test wyskoku pionowego z zamachem; SQ – przysiad ze sztangą; SET – seria; REP – powtórzenie. AOP – całkowite ciśnienie okluzji tętniczej; BFR – okluzja tętnicza (100% AOP); MYO – pomiar myotonometryczny; cuff – aplikacja opasek.

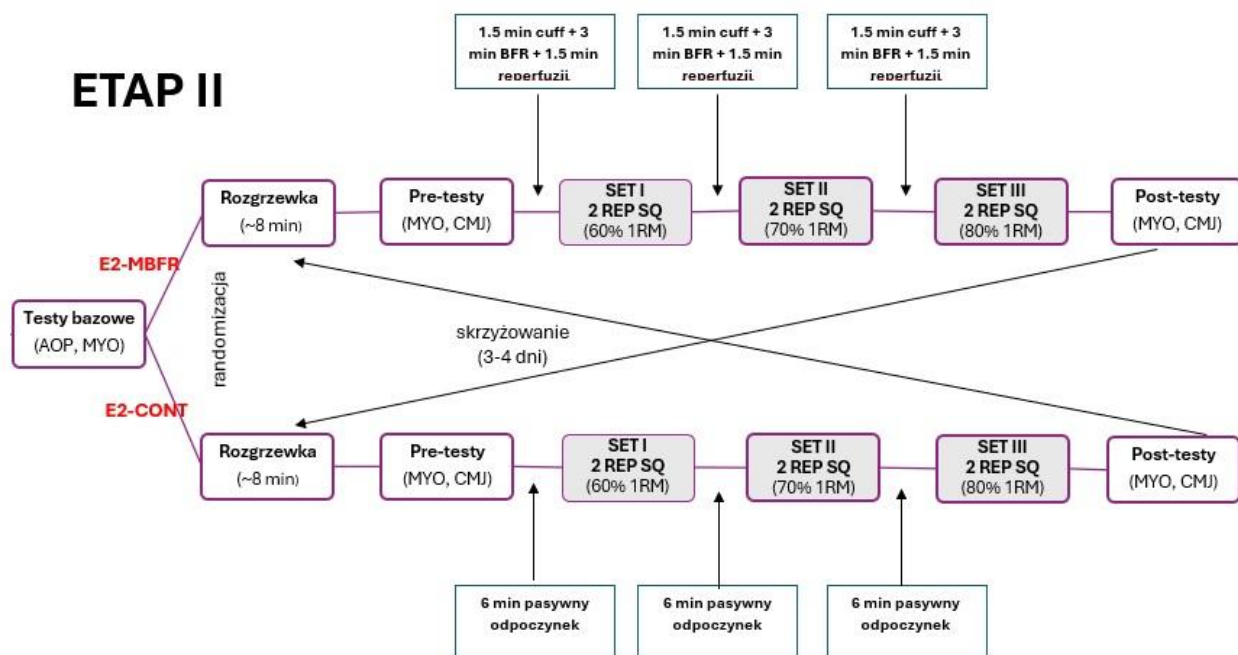
## Etap II:

Każda osoba badana wykonała zgodnie z randomizacją, w losowej kolejności 2 sesje eksperymentalne w odstępie od 3 do 4 dni:

- E2-CONT – warunek kontrolny bez zastosowania międzywysiłkowej okluzji tętniczej
- E2-MBFR – warunek eksperymentalny z zastosowaniem międzywysiłkowej okluzji tętniczej

Na podstawie analizy danych i wyników etapu I (badanie pilotażowe) dokonano zmian w początkowo przyjętej procedurze badawczej modyfikując wybrane zmienne okluzji tj.: czas trwania okluzji tętniczej, czas trwania reperfuzji, czas aplikacji opasek. Pozostałe zmienne oraz przebieg sesji eksperymentalnych pozostały niezmienione w odniesieniu do etapu I (ryc. 2). Przed 1 serią zasadniczą oraz podczas przerw wypoczynkowych grupa E2-MBFR stosowała międzywysiłkową okluzję tętniczą (100% AOP; 3 minuty okluzji tętniczej; 1.5

minuty reperfuzji), natomiast grupa E2-CONT nie stosowała międzywysiłkowej okluzji tętniczej.



Ryc. 2. Schemat przebiegu II etapu eksperymentu. Dane przedstawiają chronologię pomiarów oraz interwencji. E2-MBFR – warunek eksperymentalny z międzywysiłkową okluzją tętniczą; E2-CONT – warunek kontrolny. CMJ – test wyskoku pionowego z zamachem; SQ – przysiad ze sztangą; SET – seria; REP – powtórzenie. AOP – całkowite ciśnienie okluzji tętniczej; BFR – okluzja tętnicza (100% AOP); MYO – pomiar myotonometryczny; cuff – aplikacja opasek.

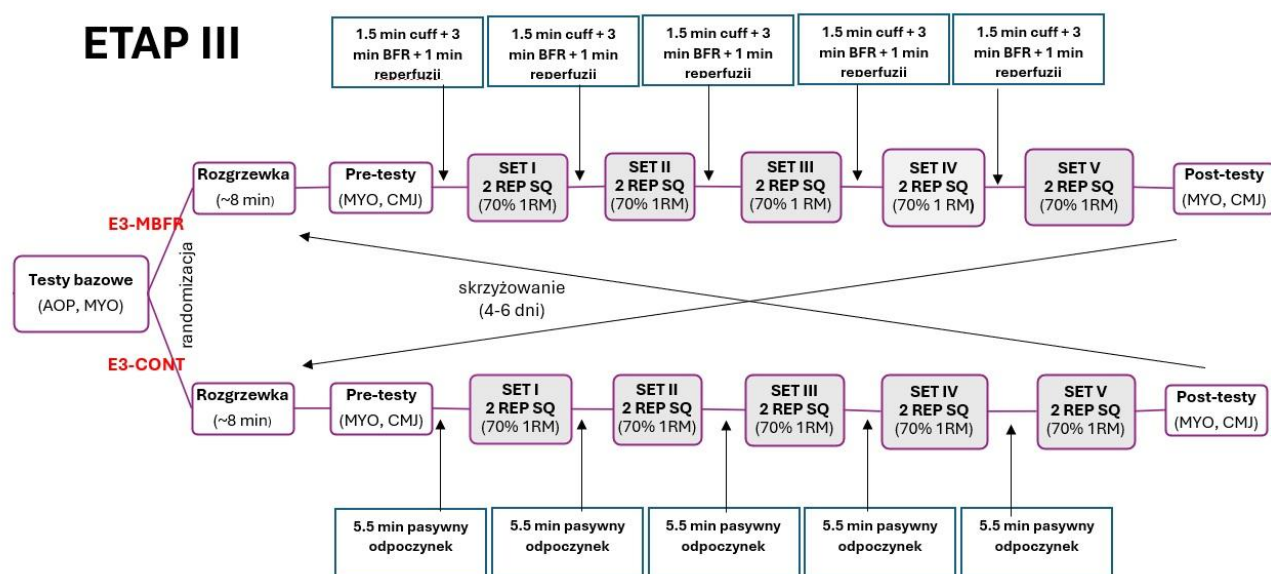
### Etap III:

Każda osoba badana wykonała zgodnie z randomizacją, w losowej kolejności 2 sesje eksperymentalne w odstępie od 4 do 6 dni:

- a) E3-CONT – warunek kontrolny bez zastosowania międzywysiłkowej okluzji tętniczej
- b) E3-MBFR – warunek eksperymentalny z zastosowaniem międzywysiłkowej okluzji tętniczej

W etapie III dokonano znaczących modyfikacji protokołu wysiłkowego. W przeciwieństwie do etapów poprzednich, gdzie stosowano progresję ciężaru, zastosowano stałe obciążenie zewnętrzne (70% 1RM) dla wszystkich serii zasadniczych oraz większą objętość treningową (5 serii vs. 3 serie). Przebieg pomiarów bazowych (MYO1, AOP),

rozgrzewki oraz pomiarów przed wysiłkiem (MYO2, CMJ1) pozostał tożsamy z procedurami opisanymi w etapie I. Po wykonaniu pomiarów na platformie dynamometrycznej rozpoczęto część główną procedury eksperymentalnej składającą się z trzech serii rozgrzewkowych oraz pięciu serii zasadniczych przysiadów ze sztangą. W seriach rozgrzewkowych wykonano 5 powtórzeń z obciążeniem zewnętrznym równym odpowiednio: 20 kg oraz 40% i 60% 1RM z prędkością wolicjonalną w fazie ekscentrycznej oraz koncentrycznej ruchu. Z kolei, w seriach zasadniczych wykonano 2 powtórzenia z obciążeniem zewnętrznym równym 70% 1RM z prędkością maksymalną w fazie koncentrycznej ruchu, bez zatrzymywania sztangi na końcu fazy ekscentrycznej (Wilk i wsp. 2019). Czas przerwy wypoczynkowej wynosił 5.5 minuty. Przed 1 serią zasadniczą oraz podczas przerw wypoczynkowych grupa E3-MBFR stosowała międzywysiłkową okluzję tętniczą. (100% AOP; 3 minuty okluzji tętniczej; 1.5 minuty reperfuzji), natomiast grupa E3-CONT nie stosowała międzywysiłkowej okluzji tętniczej. Procedura pomiarów w restytucji (MYO3, MYO4, MYO5 oraz CMJ2) pozostała niezmienną w stosunku do etapów poprzednich (ryc. 3).



Ryc. 3. Schemat przebiegu III etapu eksperymentu. Dane przedstawiają chronologię pomiarów oraz interwencji. E3-MBFR – warunek eksperymentalny z międzywysiłkową okluzją tętniczą; E3-CONT – warunek kontrolny. CMJ – test wysokości pionowego z zamachem; SQ – przysiad ze sztangą; SET – seria; REP – powtórzenie. AOP – całkowite ciśnienie okluzji tętniczej; BFR – okluzja tętnicza (100% AOP); MYO – pomiar myotonometryczny; cuff – aplikacja opasek.

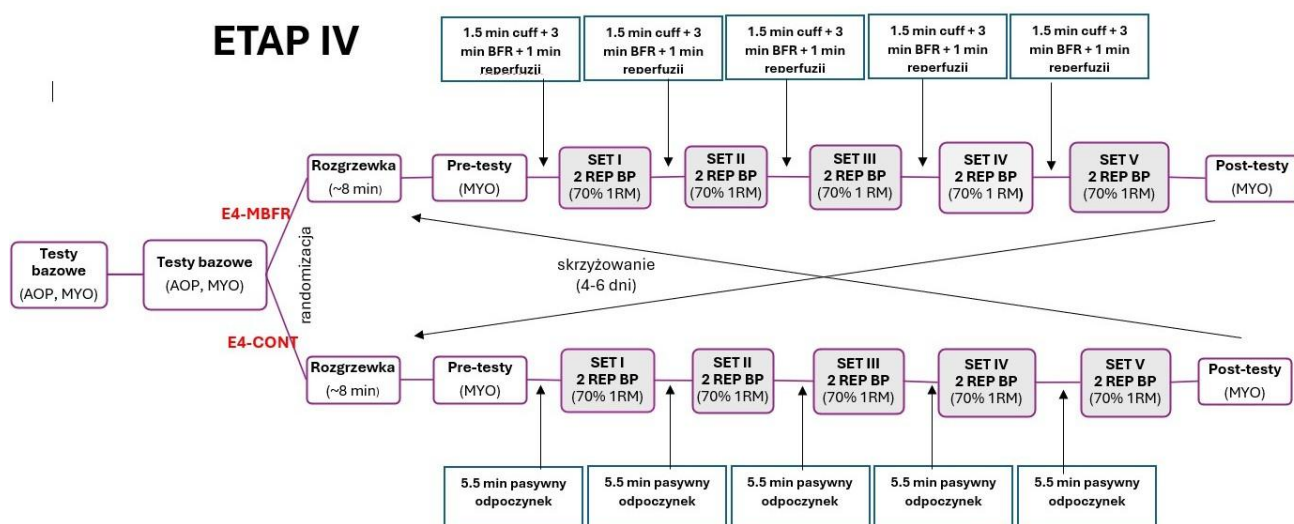
## Etap IV:

Każda osoba badana wykonała zgodnie z randomizacją, w losowej kolejności 2 sesje eksperymentalne w odstępie od 3 do 6 dni:

a) E4-CONT – warunek kontrolny bez zastosowania międzywysiłkowej okluzji tętniczej

b) E4-MBFR – warunek eksperymentalny z zastosowaniem międzywysiłkowej okluzji tętniczej

W etapie IV oceniono wpływ M-AOP na wydajność nerwowo-mięśniową oraz właściwości biomechaniczne tkanek w obrębie kończyn górnych. Przebieg sesji oraz przyjęte zmienne okluzji były analogiczne do protokołu w etapie III (5 serii zasadniczych, stałe obciążenie zewnętrzne 70% 1RM), jednak zostały one dostosowane do specyfiki wyciskania sztangi leżąc na ławce poziomej (ryc. 4). Pomiary właściwości biomechanicznych (MYO1–MYO5) realizowano na głowie długiej mięśnia trójgłowego ramienia (*m. triceps brachii caput longum*) w obu kończynach, a zastosowana rozgrzewka była tożsama z rozgrzewką podczas testu 1RM oraz sesji zapoznawczej dla etapu IV. Ze względu na charakterystykę zaangażowanych grup mięśniowych, w tym etapie zrezygnowano z przeprowadzania testu CMJ. Procedura pomiarów w restytucji oraz punkty czasowe (MYO3–MYO5) pozostały niezmienione względem etapu III.



Ryc. 4. Schemat przebiegu IV etapu eksperymentu. Dane przedstawiają chronologię pomiarów oraz interwencji. E4-MBFR – warunek eksperymentalny z międzywysiłkową okluzją tętniczą; E4-CONT – warunek kontrolny. CMJ – test wysokości pionowego z zamachem; BP – wyciskanie sztangi leżąc na ławce poziomej; SET – seria;

REP – powtórzenie. AOP – całkowite ciśnienie okluzji tętniczej; BFR – okluzja tętnicza (100% AOP); MYO – pomiar myotonometryczny; cuff – aplikacja opasek.

### **5.2.3. Charakterystyka techniki ćwiczeń oporowych i wykorzystany sprzęt**

Zarówno podczas testów 1RM, sesji zapoznawczych, jak i sesji eksperymentalnych stosowano rygorystyczną standaryzację techniki ruchu oraz korzystano z identycznej aparatury treningowej. Na każdym etapie jeden z badaczy lub trener przygotowania motorycznego odpowiadał za nadzór techniczny oraz asekurację badanego. We wszystkich etapach eksperymentu wykorzystano profesjonalny sprzęt marki Eleiko (Eleiko International, Halmstad, Szwecja). W skład zestawu wchodziła sztanga olimpijska (masa: 20 kg; średnica: 2,8 cm; długość: 192 cm) oraz atestowane obciążenie zewnętrzne (talerze o średnicy 45 cm; masa 10–25 kg).

#### **Technika przysiadu ze sztangą (etapy I–III):**

Stopy uczestników ustawione były na szerokość bioder. Osoby badane zostały poinstruowane, aby rozpocząć ćwiczenie zachowując pełny wyprost w stawach kolanowych i biodrowych (Sanchez-Medina i wsp. 2017), a następnie wykonać przysiad w możliwie pełnym kontrolowanym zakresie ruchu, zachowując jego ciągłość. W trakcie ruchu stopy cały czas pozostawały w kontakcie z podłożem (Banyard i wsp. 2017).

#### **Technika wyciskania sztangi leżąc na ławce poziomej (etap IV):**

Badani rozpoczynali ćwiczenie w leżeniu tyłem na ławce poziomej, zachowując zgięte stawy kolanowe oraz stopy w stałym kontakcie z podłożem. Szerokość chwytu sztangi wyznaczono jako 150% indywidualnej odległości między wyrostkami barkowymi (Wilk i wsp. 2022). Ruch rozpoczynano z pełnego wyprost w stawach łokciowych (Padulo i wsp. 2015). Badani opuszczali sztangę do momentu kontaktu z klatką piersiową, a następnie wyciskali ją, zachowując ciągłość ruchu, unikając uderzania gryfem o klatkę piersiową (Wilk i wsp. 2022).

## **5.3 Metody i narzędzia pomiarowe**

### **5.3.1 Pomiar prędkości sztangi przy użyciu transduktora położenia liniowego**

Do oceny MV (m/s) oraz PV (m/s) wykorzystano przetwornik liniowy Tendo TM Power Analyzer (Tendo Sport Machines, Trencin, Słowacja). Na każdym etapie

eksperymentu wszystkie pomiary zostały wykonane niezależnie dla każdego powtórzenia. W poszczególnych etapach eksperymentu wykonano:

Etap I - 3 serie po 2 powtórzenia przysiadu ze sztangą;

Etap II - 3 serie po 2 powtórzenia przysiadu ze sztangą;

Etap III - 5 serii po 2 powtórzenia przysiadu ze sztangą;

Etap IV - 5 serii po 2 powtórzenia wyciskania sztangi leżąc na ławce poziomej.

Do analiz wykorzystano średnią wartość MV z 2 powtórzeń w serii oraz najwyższą wartość PV uzyskaną w serii. Przewód modułu czujnika zamocowano do końca sztangi za pomocą paska na rzep. Przetwornik został ułożony w taki sposób, aby w trakcie czynności ruchowej (przysiad ze sztangą, wyciskanie sztangi leżąc na ławce poziomej) trajektoria linki była jak najbardziej prostopadła do podłoża, z uwzględnieniem przemieszczenia sztangi po zdjęciu jej ze stojaków. Za dokładność pomiaru i ustawienie przetwornika opowiadało zawsze tych samych trzech badaczy, przy czym dla każdego pomiaru obecnych było zawsze minimum dwóch. Osoby te były doświadczone w procedurach badawczych z wykorzystaniem Tendo TM Power Analyzer (Tendo Sport Machines, Trencin, Słowacja) oraz cechowały się doskonałą znajomością techniki ćwiczeń oporowych (Gawel i wsp. 2025). Osoby badane zostały poinformowane, aby po przyjęciu pozycji wyjściowej dla danego ćwiczenia oporowego wykonywać ćwiczenie na sygnał badacza „start” oraz odłożyć sztangę na stojak po wykonaniu ostatniego powtórzenia w serii. Przegląd literatury dotyczący rzetelności transduktorów położenia liniowego wykazał, że podczas pomiaru PV i MV w trakcie przysiadu ze sztangą z wolnym obciążeniem zewnętrznym (60–80% 1RM) charakteryzują się one rzetelnością pomiaru na poziomie dobrym, na co wskazuje współczynnik korelacji wewnątrzklasowej (ang. *intraclass correlation coefficient*; ICC) wynoszący 0.83, a także standardowym błędem pomiaru (określonym jako procent ze średniej; ang. *standard error of measurement as a percentage of the mean*; SEM%) wynoszącym od 4.8% do 5.8% (Orange i wsp. 2020). Z kolei, podczas wyciskania sztangi leżąc na ławce poziomej z wolnym obciążeniem zewnętrznym (60–80% 1RM) charakteryzują się one rzetelnością pomiaru na poziomie dobrym (ICC: 0.77–0.83) oraz SEM% wynoszącym od 5.1% do 5.8% (Orange i wsp. 2020; Moreno-Villanueva i wsp. 2021).

### 5.3.2 Pomiar właściwości biomechanicznych mięśni szkieletowych przy użyciu miotonometrii

Do oceny właściwości biomechanicznych mięśni szkieletowych wykorzystano ręczny miotonometr MyotonPRO (Myoton AS, Tallinn, Estonia) wyposażony w akcelerometr trójosiowy (Ce i wsp. 2020). Częstotliwość akcelerometru MyotonPRO wynosiła 3200 Hz (Trybulski i wsp. 2022b). Podczas każdego pomiaru miotonometr bezinwazyjnie wysyłał mechaniczny impuls do skóry (impuls o sile 0.58 N na 15 ms), który był dalej transmitowany do tkanek położonych poniżej oraz mięśni szkieletowych (Proulx i wsp. 2024). W protokole uwzględniono ocenę następujących właściwości biomechanicznych mięśni:

- częstotliwość oscylacji [Hz] – T (ang. *oscillation frequency*): odzwierciedlające stan napięcia mięśniowego (ang. *muscle tone*);
- sztywność dynamiczna [N/m] – S (ang. *muscle stiffness*): określająca zdolność tkanki do opierania się sile zewnętrznej deformującej mięsień.

Ocena właściwości biomechanicznych T oraz S podyktowana była ich najwyższą czułością w monitorowaniu bezpośrednich zmian napięcia mięśniowego indukowanych niedokrwieniem i zmęczeniem (Aird i wsp. 2012). Zmienną T interpretowano jako bezpośredni wskaźnik wzrostu wewnątrzmięśniowego ciśnienia i obrzęku komórkowego wywołanego pełną okluzją tętniczą (Klich i wsp. 2020), natomiast zmienną S wybrano jako najbardziej stabilny wskaźnik w ocenie powysiłkowej reakcji tkanek na kompresję mechaniczną (Pruyn i wsp. 2016). Mimo że urządzenie rejestrowało pełen zestaw zmiennych (w tym dekrement, relaksację i pełzanie), do ostatecznej analizy włączono wyłącznie zmienne T oraz S ze względu na ich udowodnioną wysoką rzetelność (ICC: 0.93–0.96) w pomiarach seryjnych w sporcie (Kelly i wsp. 2018; Muckelt i wsp. 2022). W analizie wykorzystano średnią wartość z dwóch kolejno następujących po sobie pomiarów. Zastosowanie dwóch serii pomiarowych miało na celu optymalizację czasu trwania procedury w fazie reperfuzji. Przy dynamicznych zmianach hemodynamicznych towarzyszących M-AOP (100% AOP), wykonanie większej liczby pomiarów mogłoby doprowadzić do rejestracji zmian wynikających z naturalnego ustępowania obrzęku w czasie, zamiast pomiaru stanu faktycznego tuż po wysiłku. Zgodnie z literaturą, średnia z dwóch pomiarów u osób aktywnych charakteryzuje się doskonałą rzetelnością (ICC: 0.93–0.96), co czyni ją wystarczającą do uzyskania wiarygodnego wyniku (Kelly i wsp. 2018).

Wszystkie pomiary przeprowadzono zawsze dla obu kończyn dolnych (etapy I–III) lub górnych (etap IV). W każdym etapie eksperymentu pomiary wykonano najpierw dla lewej

kończyny, a następnie dla prawej kończyny (Gawel i wsp. 2025). Punkty pomiarowe wyznaczono zgodnie ze standardem SENIAM (ang. *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*; Trybulski i wsp. 2022b): dla mięśnia obszernego bocznego (*m. vastus lateralis*) w 2/3 odległości między kolcem biodrowym przednim górnym a rzepeką, natomiast dla głowy długiej mięśnia trójgłowego ramienia (*m. triceps brachii caput longum*) w połowie odległości między wyrostkiem barkowym a wyrostkiem łokciowym (Hermens i wsp. 2000). W literaturze przedmiotu taka lokalizacja anatomiczna jest wskazywana jako optymalna do oceny właściwości biomechanicznych, gdyż odpowiada ona położeniu brzośca mięśnia w obszarze jego największego przekroju poprzecznego, co minimalizuje wpływ tkanek nieaktywnych skurczowo, takich jak ścięgna (Trybulski i wsp. 2022b). Punkty te zostały zaznaczone markerem dermatologicznym w celu późniejszej replikacji w kolejnych próbach (Chuang i wsp. 2012). Osoby badane zostały poinstruowane, aby ich strój nie zasłaniał wyznaczonych punktów pomiarowych. Pomiar wykonano w taki sposób, aby sonda urządzenia MyotonPRO była ustawiona prostopadle do brzośca mięśnia. Tych samych dwóch badaczy było odpowiedzialnych za procedurę pomiaru podczas całego eksperymentu, natomiast ten sam jeden badacz odpowiadał za wyznaczenie wszystkich punktów pomiarowych podczas danego etapu eksperymentu. Osoby te były doświadczone w procedurach badawczych z wykorzystaniem miotonometru MyotonPRO (Myoton AS, Tallinn, Estonia). Dostępna literatura wskazuje, że urządzenie to stanowi rzetelne narzędzie pomiarowe do określania częstotliwości oscylacji ( $p < 0.001$ ) i sztywności dynamicznej ( $p < 0.001$ ) powierzchniowych tkanek w odniesieniu do złotego standardu modeli polimerowych (Nguyen i wsp. 2022).

### **Protokół pomiaru właściwości biomechanicznych mięśni szkieletowych w etapach I-III:**

Podczas oceny właściwości biomechanicznych mięśni szkieletowych osoby badane znajdowały się na kozetce lekarskiej w pozycji leżenia tyłem z ramionami ułożonymi wzdłuż tułowia i częściami grzbietowymi dłoni skierowanymi do podłoża (supinacja przedramienia). Ocenie został poddany mięsień obszerny boczny (*m. vastus lateralis*). Pomiar właściwości biomechanicznych przeprowadzono w 5 punktach czasowych:

- Punkt czasowy 1 (MYO1) – pomiar bazowy, przed wykonaniem rozgrzewki;
- Punkt czasowy 2 (MYO2) – pomiar bezpośrednio po przeprowadzeniu rozgrzewki;

- Punkt czasowy 3 (MYO3) – pomiar w 1 minucie po ostatniej serii ćwiczenia oporowego;
- Punkt czasowy 4 (MYO4) – pomiar w 3 minucie po ostatniej serii ćwiczenia oporowego;
- Punkt czasowy 5 (MYO5) – pomiar w 5 minucie po ostatniej serii ćwiczenia oporowego.

#### **Protokół pomiaru właściwości biomechanicznych mięśni szkieletowych w etapie IV:**

Podczas oceny właściwości biomechanicznych mięśni szkieletowych osoby badane znajdowały się na kozetce lekarskiej w pozycji leżenia przodem z ramionami ułożonymi wzdłuż tułowia i stroną dłoniową skierowaną do podłoża (supinacja przedramienia). Ocenie została poddana głowa długa mięśnia trójąłowego ramienia (*m. triceps brachii caput longum*). Pomiar właściwości biomechanicznych przeprowadzono w 5 punktach czasowych:

- Punkt czasowy 1 (MYO1) – pomiar bazowy, przed wykonaniem rozgrzewki;
- Punkt czasowy 2 (MYO2) – pomiar bezpośrednio po przeprowadzeniu rozgrzewki;
- Punkt czasowy 3 (MYO3) – pomiar w 1 minucie po ostatniej serii ćwiczenia oporowego;
- Punkt czasowy 4 (MYO4) – pomiar w 3 minucie po ostatniej serii ćwiczenia oporowego;
- Punkt czasowy 5 (MYO5) – pomiar w 5 minucie po ostatniej serii ćwiczenia oporowego.

#### **5.3.3 Pomiar zmiennych mechanicznych na platformie dynamometrycznej**

Podczas etapów I–III do oceny zmiennych mechanicznych kończyn dolnych w warunkach dynamicznych wykorzystano test CMJ. Oceny zmiennych dokonano przy użyciu platformy dynamometrycznej ForceDecks (Vald Performance, Brisbane, Australia) pracującej z częstotliwością próbkowania 1000 Hz. Zostały ocenione następujące zmienne:

- wysokość skoku (wyznaczona z impulsu siły) [cm] – CMJH;
- względna moc szczytowa [W/kg] – CMJRPP;
- prędkość szczytowa [m/s] – CMJPV;
- siła szczytowa [N] – CMJPF.

Główną analizowaną zmienną zależną była wysokość skoku (CMJH), którą obliczano na podstawie prędkości środka masy w momencie oderwania od podłoża, wykorzystując równanie oparte na zależności między impulsem a pędem. Dodatkowymi zmiennymi były: względna moc szczytowa (CMJRPP), prędkość szczytowa (CMJPV) i siła szczytowa (CMJPF), które uznawane są za potencjalne determinanty wysokości skoku (CMJH; Helbin i wsp. 2025). Uzyskane wyniki pomiarów zostały automatycznie zapisane w oprogramowaniu narzędzia badawczego, z dokładnością do jednej wartości skalarnej. Za dokładność pomiaru i ustawienie badanych na platformie w trakcie całego eksperymentu opowiadało zawsze tych samych trzech badaczy, przy czym podczas każdej próby obecnych było minimum dwóch. Wykazano, że badanie zmiennych mechanicznych podczas testu CMJ na platformie dynamometrycznej jest wiarygodnym i rzetelnym testem mocy mięśniowej kończyn dolnych (ICC = 0,91–0,99; Souza i wsp. 2020; Collings i wsp. 2024, współczynnik zmienności; CV = 2,5–12,9%; Souza i wsp. 2020).

### **Protokół pomiaru zmiennych mechanicznych na platformie dynamometrycznej w etapach I-III:**

Podczas etapów I-III eksperymentu dokonano oceny zmiennych mechanicznych (CMJRPP, CMJPV, CMJH, CMJPF) w warunkach dynamicznych przy użyciu platformy dynamometrycznej podczas testu CMJ. Każdy badany wykonał łącznie 2 serie po 2 próby (~10 sekund przerwy wypoczynkowej pomiędzy próbami) testu CMJ w 2 punktach czasowych:

- Punkt czasowy 1 (CMJ1) - pomiar bazowy, przed wykonaniem rozgrzewki;
- Punkt czasowy 2 (CMJ2) - pomiar w 7 minucie po ostatniej serii ćwiczenia oporowego.

Badani przyjmowali pozycję wyprostowaną z dłońmi na wysokości stawów biodrowych. Pozycję tę utrzymywano przez cały czas trwania testu. Na sygnał „start” wykonywano maksymalny CMJ oraz lądowano obunóż na przodostopiu. Podczas fazy lotu badani unikali dodatkowych ruchów. Instrukcja kładła nacisk na minimalizację czasu przejścia z fazy ekscentrycznej do koncentrycznej, przy zachowaniu wolicjonalnego zakresu zamachu (Souza i wsp. 2020).

### 5.3.4 Procedura międzywysiłkowej okluzji tętniczej

Procedurę M-AOP przeprowadzono przy użyciu specjalistycznych mankietów pneumatycznych Fit Cuffs (Fit Cuffs® ApS, Dania). Szerokość mankietów dobrano adekwatnie do obwodu i specyfiki anatomicznej kończyn:

- W etapach I–III (kończyny dolne): wykorzystano mankiety Fit Cuffs® Leg Cuffs V4.0 (zakres obwodu 45–80 cm) o szerokości 10 cm.
- W etapie IV (kończyny górne): wykorzystano mankiety Fit Cuffs® Arm Cuffs V4.0 (zakres obwodu 20–50 cm) o szerokości 7 cm.

W celu pełnej indywidualizacji ucisku, dla każdego uczestnika wyznaczano wartość całkowitego ciśnienia okluzji tętniczej (AOP100), odpowiadającego 100% AOP. Mankiety zakładano możliwie najbliżej dołów pachwinowych (kończyny dolne) lub dołów pachowych (kończyny górne). Pomiaru dokonywano niezależnie dla każdej kończyny w pozycji siedzącej (Sieljacks i wsp. 2018). Sygnał tętna monitorowano przy pomocy ręcznego urządzenia Dopplerowskiego Edan SD3 Doppler z sondą 2 MHz (Edan Instruments, Shenzhen, Chiny). Tętno weryfikowano na tętnicy piszczelowej tylnej (etapy I–III) lub tętnicy promieniowej (etap IV). Zamknięcie przepływu krwi (100% AOP) było stale monitorowane w obu kończynach przy pomocy dwóch niezależnych manometrów (Fit Cuffs® ApS, Dania). W przypadku, gdy zauważono spadek ciśnienia, był on natychmiast przywracany do docelowego poziomu na podstawie wcześniej określonej wartości AOP100. Ponadto, losowo kilkakrotnie w trakcie trwania M-AOP, przy pomocy urządzenia dopplerowskiego weryfikowano zachowanie całkowitego zamknięcia przepływu krwi (100% AOP). Pomiar był wykonywany o tej samej porze u każdego uczestnika w celu zminimalizowania ewentualnych różnic w dobowych wahaniami tej wartości (de Queiros i wsp. 2023). Uczestnicy byli informowani o czasie pozostałym do końca reperfuzji z 15-sekundowym wyprzedzeniem. Całość procedury nadzorowana była przez zespół trzech doświadczonych badaczy, co gwarantowało wysoką rzetelność i bezpieczeństwo aplikacji ucisku.

W trakcie sesji eksperymentalnych z zastosowaniem M-AOP wartość ciśnienia ucisku opaski wynosiła ~ 100% AOP, a pomiar tej wartości przeprowadzono:

- **W 4 punktach czasowych w etapach I–II:** bazowy (AOP100<sub>1</sub>), przed 1. serią (AOP100<sub>2</sub>), przed 2. serią (AOP100<sub>3</sub>), przed 3. serią (AOP100<sub>4</sub>).

- **W 6 punktach czasowych w etapach III–IV:** bazowy (AOP100<sub>1</sub>), przed 1. serią (AOP100<sub>2</sub>), przed 2. serią (AOP100<sub>3</sub>), przed 3. serią (AOP100<sub>4</sub>), przed 4. serią (AOP100<sub>5</sub>), przed 5. serią (AOP100<sub>6</sub>).

#### **Zmienne międzywysiłkowej okluzji tętniczej:**

W eksperymencie zastosowano M-AOP. Opaski aplikowano wyłącznie w trakcie przerw wypoczynkowych. Na podstawie analizy danych i wyników kolejnych etapów dokonywano zmian w początkowo przyjętej procedurze modyfikując wybrane zmienne okluzji. Szczegółowe zmienne dla poszczególnych etapów przedstawiono w tabeli 2.

Tabela 2. Charakterystyka zmiennych czasowych procedury międzywysiłkowej okluzji tętniczej w poszczególnych etapach eksperymentu

| <b>Zmienna</b>                            | <b>Etap I</b> | <b>Etap II</b> | <b>Etap III-IV</b> |
|-------------------------------------------|---------------|----------------|--------------------|
| czas aplikacji opasek                     | 1 min         | 1.5 min        | 1.5 min            |
| czas trwania okluzji tętniczej (100% AOP) | 4.5 min       | 3 min          | 3 min              |
| czas trwania reperfuzji                   | 0.5 min       | 1.5 min        | 1 min              |
| czas trwania przerwy wypoczynkowej        | 6 min         | 6 min          | 5.5 min            |

AOP - wartość ciśnienia ucisku mankietu powodująca całkowite zamknięcie przepływu krwi tętniczej

## **5.4. Narzędzia analizy statystycznej**

Wszystkie analizy statystyczne przeprowadzono przy użyciu programu Statistica 9.1 (StatSoft Inc., Tulsa, OK, Stany Zjednoczone). Wyniki dla poszczególnych wartości przedstawiono jako średnie z odchyleniami standardowymi ( $\pm$ SD). Do oceny normalności rozkładu danych użyto testu Shapiro–Wilka. W poszczególnych etapach badania analizie poddano następujące zmienne:

- **prędkość sztangi (etapy I–IV):**
  - średnia prędkość sztangi [m/s] – MV;
  - szczytowa prędkość sztangi [m/s] – PV.
- **właściwości biomechaniczne mięśniowych (etapy I–IV):**
  - częstotliwość oscylacji [Hz] – T;
  - sztywność dynamiczna [N/m] – S.
- **zmienne mechaniczne (etapy I–III):**
  - względna moc szczytowa [W/kg] – CMJRPP;

- prędkość szczytowa [m/s] – CMJPV;
- wysokość skoku (wyznaczona z impulsu siły) [cm] – CMJH;
- siła szczytowa [N] – CMJPF.
- całkowite ciśnienia okluzji tętniczej (etapy I-IV):
  - całkowite ciśnienie okluzji tętniczej [mmHg] – AOP100

### **ETAP I:**

Analizę statystyczną dla wartości MV oraz PV pomiędzy poszczególnymi grupami zbadano, stosując dwuczynnikową analizę wariancji (ANOVA) [2 grupy (E1-CONT vs. E1-MBFR)  $\times$  3 serie przysiadów ze sztangą (60% 1RM vs. 70% 1RM vs. 80% 1RM)]. Analizę statystyczną dla wartości T oraz S pomiędzy poszczególnymi grupami zbadano, stosując trzyczynnikową ANOVA [2 grupy (E1-CONT vs. E1-MBFR)  $\times$  2 kończyny (lewa vs. prawa)  $\times$  5 punktów czasowych (MYO1 vs. MYO2 vs. MYO3 vs. MYO4 vs. MYO5)]. Analizę statystyczną dla wartości CMJRPP, CMJPV, CMJH oraz CMJPF pomiędzy poszczególnymi grupami zbadano, stosując trzyczynnikową ANOVA [2 grupy (E1-CONT vs. E1-MBFR)  $\times$  2 punkty czasowe (CMJ1 vs. CMJ2)  $\times$  2 próby (próba 1 vs. próba 2)].

### **ETAP II:**

Analizę statystyczną dla wartości MV oraz PV pomiędzy poszczególnymi grupami zbadano, stosując dwuczynnikową ANOVA [2 grupy (E2-CONT vs. E2-MBFR)  $\times$  3 serie przysiadów ze sztangą (60% 1RM vs. 70% 1RM vs. 80% 1RM)]. Analizę statystyczną dla wartości T oraz S pomiędzy poszczególnymi grupami zbadano, stosując trzyczynnikową ANOVA [2 grupy (E2-CONT vs. E2-MBFR)  $\times$  2 kończyny (lewa vs. prawa)  $\times$  5 punktów czasowych (MYO1 vs. MYO2 vs. MYO3 vs. MYO4 vs. MYO5)]. Analizę statystyczną dla wartości CMJRPP, CMJPV, CMJH oraz CMJPF pomiędzy poszczególnymi grupami zbadano, stosując trzyczynnikową ANOVA [2 grupy (E2-CONT vs. E2-MBFR)  $\times$  2 punkty czasowe (CMJ1 vs. CMJ2)  $\times$  2 próby (próba 1 vs. próba 2)].

### **ETAP III:**

Analizę statystyczną dla wartości MV oraz PV pomiędzy poszczególnymi grupami zbadano, stosując dwuczynnikową ANOVA [2 grupy (E3-CONT vs. E3-MBFR)  $\times$  5 serii przysiadów ze sztangą]. Analizę statystyczną dla wartości T oraz S pomiędzy poszczególnymi grupami zbadano, stosując trzyczynnikową ANOVA [2 grupy (E3-CONT vs. E3-MBFR)  $\times$  2 kończyny (lewa vs. prawa)  $\times$  5 punktów czasowych (MYO1 vs. MYO2 vs. MYO3 vs. MYO4

vs. MYO5)]. Analizę statystyczną dla wartości CMJRPP, CMJPV, CMJH oraz CMJPF pomiędzy poszczególnymi grupami zbadano, stosując trzyczynnikową ANOVA [2 grupy (E3-CONT vs. E3-MBFR)  $\times$  2 punkty czasowe (CMJ1 vs. CMJ2)  $\times$  2 próby (próba 1 vs. próba 2)].

#### **ETAP IV:**

Analizę statystyczną dla wartości MV oraz PV pomiędzy poszczególnymi grupami zbadano, stosując dwuczynnikową ANOVA [2 grupy (E4-CONT vs. E4-MBFR)  $\times$  5 serii wyciskania sztangi leżąc (seria 1 vs. seria 2 vs. seria 3 vs. seria 4 vs. seria 5)]. Analizę statystyczną dla wartości T oraz S pomiędzy poszczególnymi grupami zbadano, stosując trzyczynnikową ANOVA [2 grupy (E4-CONT vs. E4-MBFR)  $\times$  2 kończyny (lewa vs. prawa)  $\times$  5 punktów czasowych (MYO1 vs. MYO2 vs. MYO3 vs. MYO4 vs. MYO5)].

W wszystkich etapach badania, w celu określenia istniejących różnic, wykorzystano testy post hoc Tukeya. Przyjęto poziom istotności dla wykonywanych analiz  $p < 0,05$ . Do porównań parami we wszystkich etapach badania wykorzystano wielkość efektu  $d$  ES Cohena (efekt duży  $d > 0,8$ ; średni  $d 0,5–0,8$ ; mały  $d 0,2–0,5$ ; trywialny  $d < 0,2$ ; Cohen, 2013).

Wartości AOP100 na każdym etapie eksperymentu przedstawiono jako średnią z pomiarów uzyskanych przez badanych, obliczaną oddzielnie dla każdej kończyny.

## 6. Wyniki badań

### 6.1 Etap I:

Dwuczynnikowa ANOVA dla wartości MV oraz PV nie wykazała istotnie statystycznych różnic ( $p = 0.06$ ;  $\eta_p^2 = 0.41$ ;  $p = 0.35$ ;  $\eta_p^2 = 0.19$ ; odpowiednio) dla wyniku analizy interakcji [2 grupy (E1-CONT vs. E1-MBFR)  $\times$  3 serie przysiadów ze sztangą (60% 1RM vs. 70% 1RM vs. 80% 1RM)]. Nie wykazano także istotnego wpływu ( $p = 0.26$ ;  $\eta_p^2 = 0.41$ ;  $p = 0.35$ ;  $\eta_p^2 = 0.19$  odpowiednio) dla efektu głównego „grupy” (tabela 3). Wartości MV, PV oraz wielkość efektu  $d$  ES Cohena dla wartości MV oraz PV przedstawiono w tabeli 3.

Tabela 3. Średnia i szczytowa prędkość sztangi oraz wielkość efektu  $d$  ES Cohena dla poszczególnych warunków podczas trzech serii przysiadów ze sztangą

|                                         | <b>Seria 1<br/>60% 1RM<br/>(95%CI)</b> | <b>Seria 2<br/>70% 1RM<br/>(95%CI)</b> | <b>Seria 3<br/>80% 1RM<br/>(95%CI)</b> |
|-----------------------------------------|----------------------------------------|----------------------------------------|----------------------------------------|
| <b>Średnia prędkość sztangi [m/s]</b>   |                                        |                                        |                                        |
| <b>E1-CONT</b>                          | 0.72 $\pm$ 0.07<br>(0.65 do 0.79)      | 0.63 $\pm$ 0.07<br>(0.56 do 0.7)       | 0.51 $\pm$ 0.07<br>(0.43 do 0.58)      |
| <b>E1-MBFR</b>                          | 0.73 $\pm$ 0.08<br>(0.64 do 0.81)      | 0.59 $\pm$ 0.04<br>(0.55 do 0.63)      | 0.45 $\pm$ 0.02<br>(0.43 do 0.47)      |
| <b>ES</b>                               | 0.13                                   | 0.7                                    | 1.17                                   |
| <b>Szczytowa prędkość sztangi [m/s]</b> |                                        |                                        |                                        |
| <b>E1-CONT</b>                          | 1.39 $\pm$ 0.19<br>(1.18 do 1.59)      | 1.34 $\pm$ 0.15<br>(1.18 do 1.49)      | 1.18 $\pm$ 0.12<br>(1.06 do 1.31)      |
| <b>E1-MBFR</b>                          | 1.35 $\pm$ 0.15<br>(1.2 do 1.51)       | 1.26 $\pm$ 0.11<br>(1.14 do 1.37)      | 1.13 $\pm$ 0.08<br>(1.05 do 1.21)      |
| <b>ES</b>                               | 0.23                                   | 0.61                                   | 0.49                                   |

Dane przedstawiono jako średnia  $\pm$  odchylenie standardowe; 95% przedział ufności (95% CI) podano w nawiasach okrągłych. E1-MBFR – warunek eksperymentalny z międzywysiłkową okluzją tętniczą; E1-CONT – warunek kontrolny. 1RM – jedno powtórzenie maksymalne; ES - wielkość efektu  $d$  Cohena.

Trzyczynnikowa ANOVA dla wartości T oraz S nie wykazała istotnie statystycznych różnic ( $p = 0.95$ ;  $\eta_p^2 = 0.03$ ;  $p = 0.71$ ;  $\eta_p^2 = 0.09$ ; odpowiednio) dla wyniku analizy multi-interakcji [2 grupy (E1-CONT vs. E1-MBFR)  $\times$  2 kończyny (lewa vs. prawa)  $\times$  5 punktów czasowych]. Nie wykazano także istotnego wpływu ( $p = 0.49$ ;  $\eta_p^2 = 0.09$ ;  $p = 0.42$ ;  $\eta_p^2 = 0.12$ ; odpowiednio) dla efektu głównego „grupy” (tabela 4). Wartości T, S oraz wielkość efektu  $d$  ES Cohena dla wartości T oraz S przedstawiono w tabeli 4.

Tabela 4. Właściwości biomechaniczne mięśnia obszernego bocznego oraz wielkość efektu *d* ES Cohena w pięciu punktach czasowych

|                                     |   | MYO1 (95%CI)                        | MYO2 (95%CI)                         | MYO3 (95%CI)                         | MYO4 (95%CI)                         | MYO5 (95%CI)                         |
|-------------------------------------|---|-------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|
| <b>Częstotliwość oscylacji [Hz]</b> |   |                                     |                                      |                                      |                                      |                                      |
| <b>E1-CONT</b>                      | L | 20.37 ± 3.54<br>(16.65 do 24.08)    | 21.77 ± 4.33<br>(17.22 do 26.31)     | 19.57 ± 1.34<br>(18.16 do 20.97)     | 19.13 ± 1.3<br>(17.77 do 20.5)       | 19.40 ± 1.63<br>(17.69 do 21.11)     |
|                                     | R | 19.88 ± 1.97<br>(17.82 do 21.95)    | 19.58 ± 1.37<br>(18.15 do 21.02)     | 20.08 ± 1.55<br>(18.46 do 21.71)     | 19.45 ± 1.22<br>(18.17 do 20.73)     | 20.87 ± 2.62<br>(18.12 do 23.61)     |
| <b>E1-MBFR</b>                      | L | 19.47 ± 1.93<br>(17.44 do 21.49)    | 18.97 ± 1.56<br>(17.33 do 20.6)      | 20.08 ± 1.68<br>(18.32 do 21.85)     | 20.33 ± 2.65<br>(17.55 do 23.12)     | 20.32 ± 1.92<br>(18.31 do 22.33)     |
|                                     | R | 20.23 ± 1.07<br>(19.11 do 21.36)    | 19.35 ± 0.89<br>(18.42 do 20.28)     | 22.35 ± 2.76<br>(19.46 do 25.24)     | 22.57 ± 2.94<br>(19.48 do 25.65)     | 22.87 ± 2.69<br>(20.04 do 25.69)     |
| <b>ES</b>                           | L | 0.32                                | 0.86                                 | 0.34                                 | 0.57                                 | 0.52                                 |
|                                     | R | 0.22                                | 0.2                                  | 1.01                                 | 1.39                                 | 0.75                                 |
| <b>Szywność dynamiczna [N/m]</b>    |   |                                     |                                      |                                      |                                      |                                      |
| <b>E1-CONT</b>                      | L | 371 ± 52.14<br>(316.28 do 425.72)   | 397.17 ± 71.39<br>(322.24 do 472.09) | 370.17 ± 39.45<br>(328.76 do 411.57) | 364.33 ± 36.87<br>(325.64 do 403.03) | 368.83 ± 45.13<br>(321.47 do 416.19) |
|                                     | R | 369.83 ± 44.75<br>(322.87 do 416.8) | 362.33 ± 41.45<br>(318.84 do 405.83) | 358.83 ± 39.07<br>(317.84 do 399.83) | 358.17 ± 34<br>(322.48 do 393.85)    | 385.17 ± 56.17<br>(326.22 do 444.11) |
| <b>E1-MBFR</b>                      | L | 349.83 ± 30.75<br>(317.57 do 382.1) | 349.33 ± 43.2<br>(303.99 do 394.67)  | 374.33 ± 58.04<br>(313.43 do 435.24) | 378.67 ± 48.87<br>(327.38 do 429.96) | 386.83 ± 76.24<br>(306.83 do 466.84) |
|                                     | R | 382.5 ± 32.07<br>(348.84 do 416.16) | 364.33 ± 26.69<br>(336.33 do 392.34) | 427.5 ± 67.85<br>(356.29 do 498.71)  | 430 ± 76,56<br>(349.65 do 510.35)    | 427.5 ± 64.38<br>(359.94 do 495.06)  |
| <b>ES</b>                           | L | 0.49                                | 0.81                                 | 0.08                                 | 0.33                                 | 0.29                                 |
|                                     | R | 0.33                                | 0.06                                 | 1.24                                 | 1.21                                 | 0.7                                  |

Dane przedstawiono jako średnia ± odchylenie standardowe; 95% przedział ufności (95% CI) podano w nawiasach okrągłych. E1-MBFR – warunek eksperymentalny z międzywysiłkową okluzją tętniczą; E1-CONT – warunek kontrolny; MYO1 – pomiar bazowy, przed wykonaniem rozgrzewki; MYO2 – pomiar bezpośrednio po przeprowadzeniu rozgrzewki; MYO3–5 – pomiary w 1., 3. i 5. minucie po zakończeniu wysiłku. 1RM – jedno powtórzenie maksymalne; ES - wielkość efektu *d* Cohena; L – lewa kończyna; R – prawa kończyna.

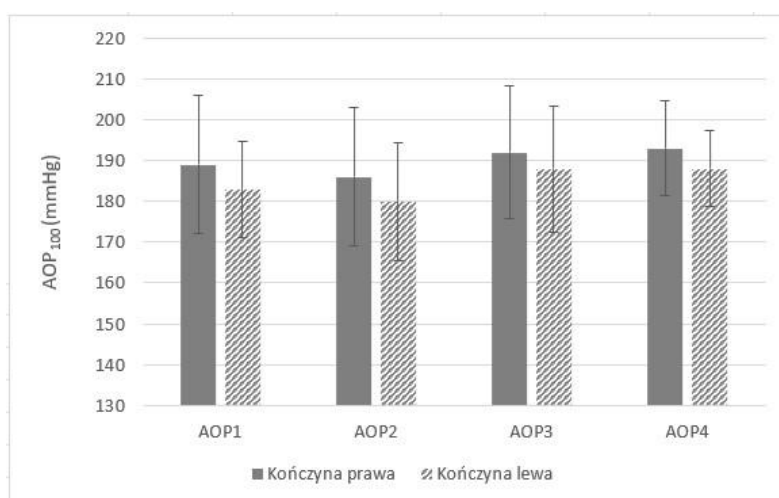
Trzyczynnikowa ANOVA dla wartości CMJRPP, CMJPV, CMJH oraz CMJPF nie wykazała istotnie statystycznych różnic ( $p = 0.75$ ;  $\eta_p^2 = 0.21$ ;  $p = 0.70$ ;  $\eta_p^2 = 0.03$ ;  $p = 0.64$ ;  $\eta_p^2 = 0.04$ ;  $p = 0.83$ ;  $\eta_p^2 = 0.01$ ; odpowiednio) dla wyniku analizy multi-interakcji [2 grupy (E1-CONT vs. E1-MBFR) × 2 punkty czasowe (CMJ1 vs. CMJ2) × 2 próby (próba 1 vs. próba 2)]. Nie wykazano także istotnego wpływu ( $p = 0.22$ ;  $\eta_p^2 = 0.04$ ;  $p = 0.71$ ;  $\eta_p^2 = 0.03$ ;  $p = 0.71$ ;  $\eta_p^2 = 0.03$ ;  $p = 0.41$ ;  $\eta_p^2 = 0.13$ ; odpowiednio) dla efektu głównego „grupy” (tabela 5). Wartości CMJRPP, CMJPV, CMJH oraz CMJPF oraz wielkość efektu *d* ES Cohena dla wartości CMJRPP, CMJPV, CMJH oraz CMJPF przedstawiono w tabeli 5.

Tabela 5. Zmienne kinematyczne i kinetyczne testu CMJ oraz wielkość efektu *d* ES Cohena w dwóch punktach czasowych

|                                      | <b>Pre 1<br/>(95%CI)</b>         | <b>Pre 2<br/>(95%CI)</b>         | <b>Post 1<br/>(95%CI)</b>        | <b>Post 2<br/>(95%CI)</b>        |
|--------------------------------------|----------------------------------|----------------------------------|----------------------------------|----------------------------------|
| <b>Względna moc szczytowa [W/kg]</b> |                                  |                                  |                                  |                                  |
| <b>E1-CONT</b>                       | 54.85 ± 6.97<br>(47.54 do 62.16) | 52.27 ± 7.07<br>(45.85 do 60.69) | 51.88 ± 6.2<br>(45.37 do 58.39)  | 51.92 ± 7.82<br>(43.7 do 60.13)  |
| <b>E1-MBFR</b>                       | 55.27 ± 6.43<br>(48.52 do 62.01) | 53.83 ± 6.42<br>(47.1 do 60.57)  | 52.05 ± 7.03<br>(44.67 do 59.43) | 51.55 ± 5.25<br>(46.04 do 57.06) |
| <b>ES</b>                            | 0.06                             | 0.23                             | 0.03                             | 0.06                             |
| <b>Prędkość szczytowa [m/s]</b>      |                                  |                                  |                                  |                                  |
| <b>E1-CONT</b>                       | 2.98 ± 0.2<br>(2.77 do 3.19)     | 2.93 ± 0.2<br>(2.73 do 3.14)     | 2.88 ± 0.2<br>(2.67 do 3.09)     | 2.92 ± 0.29<br>(2.62 do 3.22)    |
| <b>E1-MBFR</b>                       | 2.99 ± 0.16<br>(2.82 do 3.15)    | 2.94 ± 0.21<br>(2.73 do 3.16)    | 2.88 ± 0.21<br>(2.66 do 3.1)     | 2.88 ± 0.16<br>(2.71 do 3.05)    |
| <b>ES</b>                            | 0.06                             | 0.05                             | 0                                | 0.17                             |
| <b>Wysokość skoku [cm]</b>           |                                  |                                  |                                  |                                  |
| <b>E1-CONT</b>                       | 42 ± 6.24<br>(35.45 do 48.55)    | 40.75 ± 5.94<br>(34.51 do 46.99) | 39.17 ± 6.04<br>(32.83 do 45.5)  | 40.22 ± 9.07<br>(30.69 do 49.74) |
| <b>E1-MBFR</b>                       | 41.87 ± 5.23<br>(36.38 do 47.36) | 40.85 ± 6.46<br>(34.07 do 47.63) | 39.18 ± 6.14<br>(32.74 do 45.63) | 39.07 ± 4.96<br>(33.86 do 44.27) |
| <b>ES</b>                            | 0.02                             | 0.02                             | 0                                | 0.16                             |
| <b>Siła szczytowa [N]</b>            |                                  |                                  |                                  |                                  |
| <b>E1-CONT</b>                       | 1232 ± 154<br>(1070 do 1393)     | 1196 ± 183<br>(1004 do 1387)     | 1193 ± 179<br>(1006 do 1381)     | 1163 ± 164<br>(991 do 1334)      |
| <b>E1-MBFR</b>                       | 1229 ± 156<br>(1065 do 1393)     | 1202 ± 160<br>(1034 do 1369)     | 1200 ± 170<br>(1022 do 1378)     | 1182 ± 158<br>(1016 do 1348)     |
| <b>ES</b>                            | 0.02                             | 0.03                             | 0.04                             | 0.12                             |

Dane przedstawiono jako średnia ± odchylenie standardowe; 95% przedział ufności (95% CI) podano w nawiasach okrągłych. E1-MBFR – warunek eksperymentalny z międzywysiłkową okluzją tętniczą; E1-CONT – warunek kontrolny; Pre 1–2 – próby w pomiarze bazowym; Post 1–2 – próby w 7. minucie po zakończeniu wysiłku; ES - wielkość efektu *d* Cohena.

Średnie wartości AOP100 w trakcie trwania protokołu badawczego przedstawiono na rycinie 5.



Ryc. 5. Średnia oraz odchylenie standardowe AOP100 w poszczególnych momentach protokołu badawczego. AOP1 – pomiar bazowy; AOP2 – pomiar przed 1. serią; AOP3–4 – pomiary po zakończeniu 1. i 2. serii.

## 6.2 Etap II

Dwuczynnikowa ANOVA dla wartości MV oraz PV nie wykazała istotnie statystycznych różnic ( $p = 0.14$ ;  $\eta_p^2 = 0.16$ ;  $p = 0.30$ ;  $\eta_p^2 = 0.10$ ; odpowiednio) dla wyniku analizy interakcji [2 grupy (E2-CONT vs. E2-MBFR)  $\times$  3 serie przysiadów ze sztangą (60% 1RM vs. 70% 1RM vs. 80 %1RM)]. Wykazano istotny wpływ ( $p < 0.001$ ;  $\eta_p^2 = 0.67$ ;  $p < 0.001$ ;  $\eta_p^2 = 0.66$  odpowiednio) dla efektu głównego „grupy” (tabela 6). Wyniki testu post-hoc Tukey’a dla efektu „grupy” wykazały istotnie wyższe wartości MV oraz PV dla grupy E2-MBFR w porównaniu do grupy E2-CONT ( $p < 0.001$ ; 0,96 vs. 0,93 m/s;  $p < 0.001$ ; 1.78 vs. 1.72 m/s; odpowiednio). Wartości MV, PV oraz wielkość efektu  $d$  ES Cohena dla wartości MV oraz PV przedstawiono w tabeli 6.

Tabela 6. Średnia i szczytowa prędkość sztangi oraz wielkość efektu  $d$  ES Cohena ES Cohena dla poszczególnych warunków podczas trzech serii przysiadów ze sztangą

|                                         | <b>Seria 1<br/>60% 1RM<br/>(95%CI)</b> | <b>Seria 2<br/>70% 1RM<br/>(95%CI)</b> | <b>Seria 3<br/>80% 1RM<br/>(95%CI)</b> |
|-----------------------------------------|----------------------------------------|----------------------------------------|----------------------------------------|
| <b>Średnia prędkość sztangi [m/s]</b>   |                                        |                                        |                                        |
| <b>E2-CONT</b>                          | 1.03 $\pm$ 0.12<br>(0.95 do 1.1)       | 0.92 $\pm$ 0.13<br>(0.84 do 1.01)      | 0.83 $\pm$ 0.14<br>(0.74 do 0.92)      |
| <b>E2-MBFR</b>                          | 1.07 $\pm$ 0.11<br>(1 do 1.14)         | 0.97 $\pm$ 0.12<br>(0.89 do 1.04)      | 0.84 $\pm$ 0.14<br>(0.75 do 0.93)      |
| <b>ES</b>                               | 0.35                                   | 0.4                                    | 0.07                                   |
| <b>Szczytowa prędkość sztangi [m/s]</b> |                                        |                                        |                                        |
| <b>E2-CONT</b>                          | 1.82 $\pm$ 0.19<br>(1.7 do 1.94)       | 1.72 $\pm$ 0.19<br>(1.59 do 1.84)      | 1.61 $\pm$ 0.2<br>(1.49 do 1.74)       |
| <b>E2-MBFR</b>                          | 1.9 $\pm$ 0.17<br>(1.79 do 2.01)       | 1.77 $\pm$ 0.18<br>(1.66 do 1.88)      | 1.66 $\pm$ 0.19<br>(1.54 do 1.78)      |
| <b>ES</b>                               | 0.44                                   | 0.27                                   | 0.26                                   |

Dane przedstawiono jako średnia  $\pm$  odchylenie standardowe; 95% przedział ufności (95% CI) podano w nawiasach okrągłych. E2-MBFR – warunek eksperymentalny z międzywysiłkową okluzją tętniczą; E2-CONT – warunek kontrolny. 1RM – jedno powtórzenie maksymalne; ES - wielkość efektu  $d$  Cohena.

Trzyczynnikowa ANOVA dla wartości T oraz S nie wykazała istotnie statystycznych różnic ( $p = 0.37$ ;  $\eta_p^2 = 0.08$ ;  $p = 0.71$ ;  $\eta_p^2 = 0.04$ ; odpowiednio) dla wyniku analizy multi-interakcji [2 grupy (E2-CONT vs. E2-MBFR)  $\times$  2 kończyny (lewa vs. prawa)  $\times$  5 punktów czasowych]. Nie wykazano także istotnego wpływu ( $p = 0.98$ ;  $\eta_p^2 = 0.01$ ;  $p = 0.84$ ;  $\eta_p^2 = 0.03$ ; odpowiednio) dla efektu głównego „grupy” (tabela 7). Wartości T, S oraz wielkość efektu  $d$  ES Cohena dla wartości T oraz S przedstawiono w tabeli 7.

Tabela 7. Właściwości biomechaniczne mięśnia obszernego bocznego oraz wielkość efektu  $d$  ES Cohena w pięciu punktach czasowych

|                                     |   | MYO1 (95%CI)                     | MYO2 (95%CI)                     | MYO3 (95%CI)                     | MYO4 (95%CI)                     | MYO5 (95%CI)                     |
|-------------------------------------|---|----------------------------------|----------------------------------|----------------------------------|----------------------------------|----------------------------------|
| <b>Częstotliwość oscylacji [Hz]</b> |   |                                  |                                  |                                  |                                  |                                  |
| <b>E2-CONT</b>                      | L | 17.08 ± 0.99<br>(16.46 do 17.71) | 17.53 ± 2.05<br>(16.23 do 18.84) | 17.31 ± 1.22<br>(16.53 do 18.08) | 17.25 ± 1.3<br>(16.42 do 18.08)  | 17.09 ± 1.28<br>(16.28 do 17.91) |
|                                     | R | 18.52 ± 2.39<br>(17 do 20.03)    | 17.68 ± 1.23<br>(16.9 do 18.46)  | 17.58 ± 1.28<br>(16.76 do 18.39) | 18.94 ± 2.44<br>(17.39 do 20.49) | 18.07 ± 1.57<br>(17.07 do 19.06) |
| <b>E2-MBFR</b>                      | L | 16.81 ± 0.78<br>(16.31 do 17.31) | 17.66 ± 1.72<br>(16.56 do 18.75) | 18.08 ± 2.21<br>(16.67 do 19.48) | 17.29 ± 1.03<br>(16.63 do 17.95) | 18.02 ± 1.86<br>(16.84 do 19.2)  |
|                                     | R | 17.56 ± 1.04<br>(16.9 do 18.22)  | 17.72 ± 1.92<br>(16.5 do 18.93)  | 18.4 ± 1.79<br>(17.26 do 19.54)  | 17.67 ± 1.04<br>(17.01 do 18.33) | 17.91 ± 1.15<br>(17.17 do 18.64) |
| <b>ES</b>                           | L | 0.3                              | 0.07                             | 0.43                             | 0.03                             | 0.58                             |
|                                     | R | 0.52                             | 0.02                             | 0.53                             | 0.68                             | 0.12                             |
| <b>Szywność dynamiczna [N/m]</b>    |   |                                  |                                  |                                  |                                  |                                  |
| <b>E2-CONT</b>                      | L | 313.8 ± 28.2<br>(295.9 do 331.7) | 320.2 ± 35.9<br>(297.3 do 343)   | 321.5 ± 29.5<br>(302.8 do 340.2) | 322.2 ± 33.7<br>(300.7 do 343.6) | 318.9 ± 33.8<br>(297.4 do 340.4) |
|                                     | R | 332.6 ± 34<br>(311.0 do 354.2)   | 325.3 ± 48<br>(294.8 do 355.9)   | 334.4 ± 47.2<br>(304.4 do 364.4) | 353.8 ± 45.6<br>(324.9 do 382.8) | 343.5 ± 47.9<br>(313.0 do 374)   |
| <b>E2-MBFR</b>                      | L | 317.3 ± 21.8<br>(303.5 do 331.2) | 319.0 ± 20.2<br>(306.1 do 331.9) | 336.4 ± 36.4<br>(313.3 do 359.5) | 317.3 ± 19.1<br>(305.1 do 329.4) | 326.5 ± 29.2<br>(307.9 do 345.1) |
|                                     | R | 324.8 ± 25.9<br>(308.3 do 341.2) | 327.9 ± 37<br>(304.4 do 351.4)   | 339.6 ± 36.5<br>(316.4 do 362.8) | 338.0 ± 32.6<br>(317.3 do 358.7) | 328.8 ± 42<br>(302.1 do 355.5)   |
| <b>ES</b>                           | L | 0.14                             | 0.04                             | 0.45                             | 0.18                             | 0.24                             |
|                                     | R | 0.26                             | 0.06                             | 0.12                             | 0.4                              | 0.33                             |

Dane przedstawiono jako średnia ± odchylenie standardowe; 95% przedział ufności (95% CI) podano w nawiasach okrągłych. E2-MBFR – warunek eksperymentalny z międzywysiłkową okluzją tętniczą; E2-CONT – warunek kontrolny; MYO1 – pomiar bazowy, przed wykonaniem rozgrzewki; MYO2 – pomiar bezpośrednio po przeprowadzeniu rozgrzewki; MYO3–5 – pomiary w 1., 3. i 5. minucie po zakończeniu wysiłku. 1RM – jedno powtórzenie maksymalne; ES - wielkość efektu  $d$  Cohena; L – lewa kończyna; R – prawa kończyna.

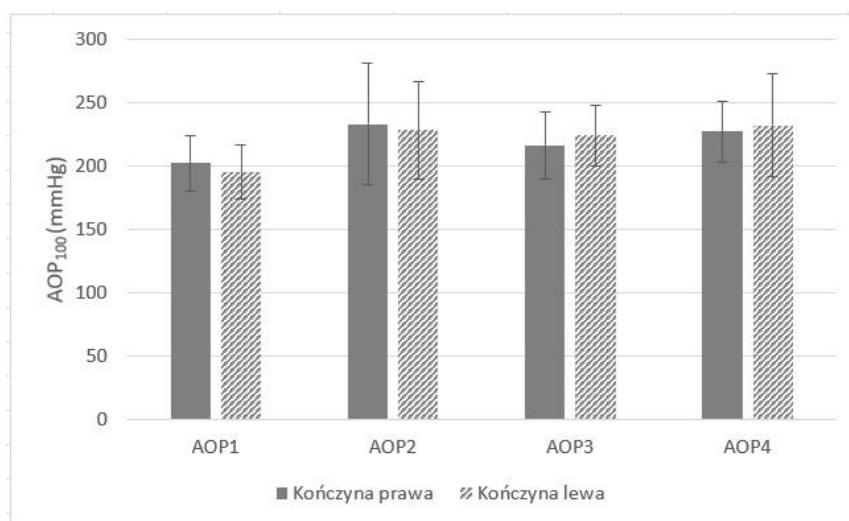
Trzyczynnikowa ANOVA dla wartości CMJRPP, CMJPV, CMJH oraz CMJPF nie wykazała istotnie statystycznych różnic ( $p = 0.51$ ;  $\eta_p^2 = 0.03$ ;  $p = 0.65$ ;  $\eta_p^2 = 0.02$ ;  $p = 0.28$ ;  $\eta_p^2 = 0.10$ ;  $p = 0.32$ ;  $\eta_p^2 = 0.08$ ; odpowiednio) dla wyniku analizy multi-interakcji [2 grupy (E2-CONT vs. E2-MBFR)  $\times$  2 punkty czasowe (CMJ1 vs. CMJ2)  $\times$  2 próby (próba 1 vs. próba 2)]. Nie wykazano także istotnego wpływu ( $p = 0.90$ ;  $\eta_p^2 = 0.01$ ;  $p = 0.64$ ;  $\eta_p^2 = 0.02$ ;  $p = 0.62$ ;  $\eta_p^2 = 0.02$ ;  $p = 0.70$ ;  $\eta_p^2 = 0.01$ ; odpowiednio) dla efektu głównego „grupy” (tabela 8). Wartości CMJRPP, CMJPV, CMJH oraz CMJPF oraz wielkość efektu  $d$  ES Cohena dla wartości CMJRPP, CMJPV, CMJH oraz CMJPF przedstawiono w tabeli 8.

Tabela 8. Zmienne kinematyczne i kinetyczne testu CMJ oraz wielkość efektu  $d$  ES Cohena w dwóch punktach czasowych

|                                      | <b>Pre 1<br/>(95%CI)</b>         | <b>Pre 2<br/>(95%CI)</b>         | <b>Post 1<br/>(95%CI)</b>        | <b>Post 2<br/>(95%CI)</b>        |
|--------------------------------------|----------------------------------|----------------------------------|----------------------------------|----------------------------------|
| <b>Względna moc szczytowa [W/kg]</b> |                                  |                                  |                                  |                                  |
| <b>E2-CONT</b>                       | 59.08 ± 7.41<br>(54.37 do 63.78) | 58.53 ± 7.33<br>(53.88 do 63.19) | 56.26 ± 7.07<br>(51.76 do 60.75) | 56.13 ± 7.46<br>(51.39 do 60.87) |
| <b>E2-MBFR</b>                       | 59.08 ± 7.46<br>(54.33 do 63.82) | 58.36 ± 8.19<br>(53.15 do 63.56) | 56.67 ± 7.63<br>(51.82 do 61.52) | 55.68 ± 6.94<br>(51.26 do 60.09) |
| <b>ES</b>                            | 0                                | 0.02                             | 0.06                             | 0.06                             |
| <b>Prędkość szczytowa [m/s]</b>      |                                  |                                  |                                  |                                  |
| <b>E2-CONT</b>                       | 3.13 ± 0.24<br>(2.98 do 3.29)    | 3.13 ± 0.23<br>(2.98 do 3.28)    | 3.06 ± 0.24<br>(2.9 do 3.21)     | 3.06 ± 0.24<br>(2.91 do 3.21)    |
| <b>E2-MBFR</b>                       | 3.13 ± 0.24<br>(2.98 do 3.28)    | 3.11 ± 0.26<br>(2.94 do 3.27)    | 3.06 ± 0.25<br>(2.90 do 3.22)    | 3.06 ± 0.26<br>(2.89 do 3.23)    |
| <b>ES</b>                            | 0                                | 0.08                             | 0                                | 0                                |
| <b>Wysokość skoku [cm]</b>           |                                  |                                  |                                  |                                  |
| <b>E2-CONT</b>                       | 46.79 ± 7.47<br>(42.05 do 51.54) | 46.77 ± 7.36<br>(42.09 do 51.44) | 44.36 ± 7.62<br>(39.52 do 49.2)  | 44.34 ± 7.59<br>(39.52 do 49.16) |
| <b>E2-MBFR</b>                       | 47.56 ± 8.4<br>(42.22 do 52.9)   | 46.23 ± 8.54<br>(40.81 do 51.66) | 44.8 ± 7.84<br>(39.82 do 49.78)  | 44.66 ± 8.29<br>(39.39 do 49.92) |
| <b>ES</b>                            | 0.1                              | 0.07                             | 0.06                             | 0.04                             |
| <b>Siła szczytowa [N]</b>            |                                  |                                  |                                  |                                  |
| <b>E2-CONT</b>                       | 1401 ± 123<br>(1323 do 1479)     | 1394 ± 130<br>(1311 do 1477)     | 1365 ± 118<br>(1289 do 1440)     | 1374 ± 129<br>(1292 do 1456)     |
| <b>E2-MBFR</b>                       | 1406 ± 126<br>(1326 do 1486)     | 1398 ± 126<br>(1318 do 1478)     | 1372 ± 136<br>(1285 do 1459)     | 1371 ± 124<br>(1292 do 1450)     |
| <b>ES</b>                            | 0.04                             | 0.03                             | 0.05                             | 0.02                             |

Dane przedstawiono jako średnia ± odchylenie standardowe; 95% przedział ufności (95% CI) podano w nawiasach okrągłych. E2-MBFR – warunek eksperymentalny z międzywysiłkową okluzją tętniczą; E2-CONT – warunek kontrolny; Pre 1–2 – próby w pomiarze bazowym; Post 1–2 – próby w 7. minucie po zakończeniu wysiłku; ES - wielkość efektu *d* Cohena.

Średnie wartości AOP100 w trakcie trwania protokołu badawczego przedstawiono na rycinie 6.



Ryc. 6. Średnia oraz odchylenie standardowe AOP100 w poszczególnych momentach protokołu badawczego. AOP1 – pomiar bazowy; AOP2 – pomiar przed 1. serią; AOP3–4 – pomiary po zakończeniu 1. i 2. serii.

## 6.3 Etap III

Dwuczynnikowa ANOVA dla wartości MV oraz PV nie wykazała istotnie statystycznych różnic ( $p = 0.67$ ;  $\eta_p^2 = 0.05$ ;  $p = 0.65$ ;  $\eta_p^2 = 0.05$ ; odpowiednio) dla wyniku analizy interakcji [2 grupy (E3-CONT vs. E3-MBFR)  $\times$  5 serii przysiadów ze sztangą]. Wykazano istotny wpływ ( $p = 0.01$ ;  $\eta_p^2 = 0.46$ ;  $p < 0.001$ ;  $\eta_p^2 = 0.67$ ; odpowiednio) dla efektu głównego „grupy” (tabela 9). Wyniki testu post hoc Tukeya dla efektu „grupy” wykazały istotnie wyższe wartości MV oraz PV dla grupy E3-MBFR w porównaniu do grupy E3-CONT ( $p < 0.001$ ; 0,66 vs. 0,61 m/s;  $p < 0.001$ ; 1.24 vs. 1.15 m/s; odpowiednio). Wielkość efektu  $d$  ES Cohena dla wartości MV oraz PV przedstawiono w tabeli 9.

Tabela 9. Średnia i szczytowa prędkość sztangi oraz wielkość efektu  $d$  ES Cohena dla poszczególnych warunków podczas pięciu serii przysiadów ze sztangą

|                                         | Seria 1<br>70% 1RM<br>(95%CI)     | Seria 2<br>70% 1RM<br>(95%CI)     | Seria 3<br>70% 1RM<br>(95%CI)     | Seria 4<br>70% 1RM<br>(95%CI)     | Seria 5<br>70% 1RM<br>(95%CI)     |
|-----------------------------------------|-----------------------------------|-----------------------------------|-----------------------------------|-----------------------------------|-----------------------------------|
| <b>Średnia prędkość sztangi [m/s]</b>   |                                   |                                   |                                   |                                   |                                   |
| <b>E3-CONT</b>                          | 0.62 $\pm$ 0.09<br>(0.56 do 0.67) | 0.60 $\pm$ 0.08<br>(0.55 do 0.65) | 0.62 $\pm$ 0.08<br>(0.57 do 0.67) | 0.63 $\pm$ 0.08<br>(0.57 do 0.68) | 0.61 $\pm$ 0.09<br>(0.56 do 0.66) |
| <b>E3-MBFR</b>                          | 0.66 $\pm$ 0.09<br>(0.60 do 0.72) | 0.66 $\pm$ 0.07<br>(0.62 do 0.71) | 0.66 $\pm$ 0.07<br>(0.61 do 0.71) | 0.67 $\pm$ 0.06<br>(0.62 do 0.71) | 0.65 $\pm$ 0.08<br>(0.60 do 0.70) |
| <b>ES</b>                               | 0.44                              | 0.8                               | 0.53                              | 0.57                              | 0.47                              |
| <b>Szczytowa prędkość sztangi [m/s]</b> |                                   |                                   |                                   |                                   |                                   |
| <b>E3-CONT</b>                          | 1.17 $\pm$ 0.16<br>(1.07 do 1.27) | 1.14 $\pm$ 0.15<br>(1.04 do 1.23) | 1.14 $\pm$ 0.1<br>(1.07 do 1.20)  | 1.16 $\pm$ 0.14<br>(1.07 do 1.25) | 1.11 $\pm$ 0.17<br>(1.00 do 1.22) |
| <b>E3-MBFR</b>                          | 1.24 $\pm$ 0.19<br>(1.12 do 1.36) | 1.23 $\pm$ 0.15<br>(1.14 do 1.33) | 1.23 $\pm$ 0.19<br>(1.11 do 1.35) | 1.26 $\pm$ 0.15<br>(1.17 do 1.36) | 1.24 $\pm$ 0.15<br>(1.15 do 1.33) |
| <b>ES</b>                               | 0.4                               | 0.6                               | 0.59                              | 0.69                              | 0.81                              |

Dane przedstawiono jako średnia  $\pm$  odchylenie standardowe; 95% przedział ufności (95% CI) podano w nawiasach okrągłych. E3-MBFR – warunek eksperymentalny z międzywysiłkową okluzją tętniczą; E3-CONT – warunek kontrolny. 1RM – jedno powtórzenie maksymalne; ES - wielkość efektu  $d$  Cohena.

Trzyczynnikowa ANOVA dla wartości T oraz S nie wykazała istotnie statystycznych różnic ( $p = 0.86$ ;  $\eta_p^2 = 0.03$ ;  $p = 0.31$ ;  $\eta_p^2 = 0.10$ ; odpowiednio) dla wyniku analizy multi-interakcji [2 grupy (E3-CONT vs. E3-MBFR)  $\times$  2 kończyny (lewa vs. prawa)  $\times$  5 punktów czasowych]. Nie wykazano także istotnego wpływu ( $p = 0.46$ ;  $\eta_p^2 = 0.05$ ;  $p = 0.90$ ;  $\eta_p^2 = 0.01$ ; odpowiednio) dla efektu głównego „grupy” (tabela 10). Wielkość efektu  $d$  ES Cohena dla wartości T oraz S przedstawiono w tabeli 10.

Tabela 10. Właściwości biomechaniczne mięśnia obszernego bocznego oraz wielkość efektu  $d$  ES Cohena w pięciu punktach czasowych

|                                     |   | MYO1 (95%CI)                          | MYO2 (95%CI)                         | MYO3 (95%CI)                         | MYO4 (95%CI)                         | MYO5 (95%CI)                         |
|-------------------------------------|---|---------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|
| <b>Częstotliwość oscylacji [Hz]</b> |   |                                       |                                      |                                      |                                      |                                      |
| <b>E3-CONT</b>                      | L | 21.38 ± 2.85<br>(19.57 do 23.2)       | 20.43 ± 2.05<br>(19.13 do 21.74)     | 20.05 ± 2.45<br>(18.5 do 21.6)       | 20 ± 1.95<br>(18.76 do 21.24)        | 20.48 ± 2.48<br>(18.9 do 22.05)      |
|                                     | R | 21.3 ± 4.32<br>(18.55 do 24.05)       | 20.28 ± 1.89<br>(19.08 do 21.48)     | 20.21 ± 1.77<br>(19.08 do 21.33)     | 20.07 ± 1.27<br>(19.26 do 20.87)     | 19.87 ± 2.08<br>(18.7 do 21.3)       |
| <b>E3-MBFR</b>                      | L | 20.00 ± 2.04<br>(18.70 do 21.30)      | 20.13 ± 1.67<br>(19.06 do 21.19)     | 19.93 ± 1.73<br>(18.83 do 21.03)     | 19.97 ± 1.59<br>(18.96 do 20.97)     | 19.91 ± 1.96<br>(18.67 do 21.15)     |
|                                     | R | 20.34 ± 1.85<br>(19.17 do 21.52)      | 20.25 ± 2.23<br>(18.83 do 21.67)     | 19.69 ± 2.91<br>(17.84 do 21.54)     | 20.44 ± 2.09<br>(19.11 do 21.77)     | 20.36 ± 1.38<br>(19.48 do 21.23)     |
| <b>ES</b>                           | L | 0.56                                  | 0.16                                 | 0.06                                 | 0.02                                 | 0.26                                 |
|                                     | R | 0.29                                  | 0.01                                 | 0.22                                 | 0.21                                 | 0.28                                 |
| <b>Sztywność dynamiczna [N/m]</b>   |   |                                       |                                      |                                      |                                      |                                      |
| <b>E3-CONT</b>                      | L | 433.42 ± 109<br>(364.16 do 502.67)    | 387.67 ± 34.22<br>(365.92 do 409.41) | 371.08 ± 43.77<br>(343.27 do 398.89) | 384.33 ± 40.99<br>(358.29 do 410.37) | 382.25 ± 61.02<br>(343.48 do 421.02) |
|                                     | R | 413.17 ± 104.01<br>(347.08 do 479.25) | 368.33 ± 36.12<br>(345.38 do 391.29) | 389.08 ± 56.58<br>(353.13 do 425.03) | 366.92 ± 28.07<br>(349.08 do 384.75) | 387.92 ± 60.72<br>(349.34 do 426.49) |
| <b>E3-MBFR</b>                      | L | 399 ± 65.68<br>(354.87 do 443.13)     | 384.42 ± 49.99<br>(352.66 do 416.18) | 398.75 ± 64.43<br>(357.81 do 439.69) | 384.92 ± 50.96<br>(352.54 do 417.29) | 372.83 ± 44<br>(344.88 do 400.79)    |
|                                     | R | 387.18 ± 44.62<br>(357.21 do 417.16)  | 386 ± 54.28<br>(351.51 do 420.49)    | 383.58 ± 59.57<br>(345.74 do 421.43) | 392 ± 46<br>(362.77 do 421.23)       | 369.58 ± 55.43<br>(334.36 do 404.8)  |
| <b>ES</b>                           | L | 0.38                                  | 0.08                                 | 0.5                                  | 0.01                                 | 0.18                                 |
|                                     | R | 0.32                                  | 0.38                                 | 0.09                                 | 0.66                                 | 0.32                                 |

Dane przedstawiono jako średnia ± odchylenie standardowe; 95% przedział ufności (95% CI) podano w nawiasach okrągłych. E3-MBFR – warunek eksperymentalny z międzywysiłkową okluzją tętniczą; E3-CONT – warunek kontrolny; MYO1 – pomiar bazowy, przed wykonaniem rozgrzewki; MYO2 – pomiar bezpośrednio po przeprowadzeniu rozgrzewki; MYO3–5 – pomiary w 1., 3. i 5. minucie po zakończeniu wysiłku. 1RM – jedno powtórzenie maksymalne; ES - wielkość efektu  $d$  Cohena; L – lewa kończyna; R – prawa kończyna.

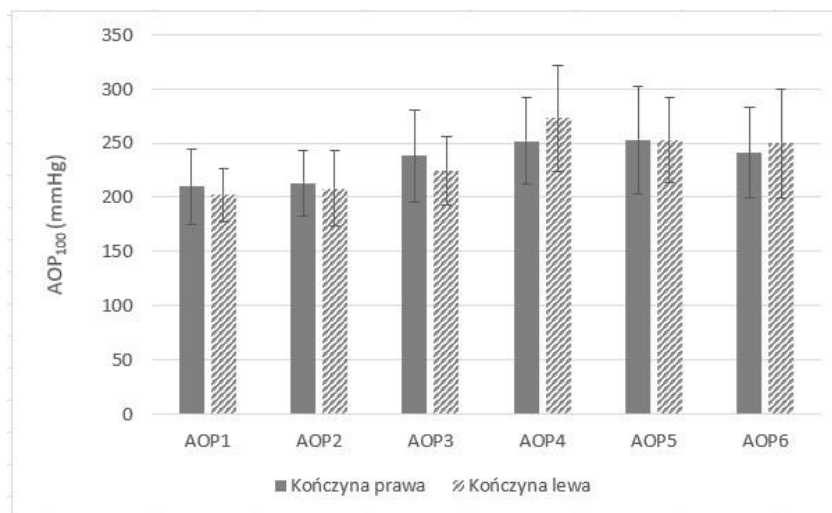
Trzyczynnikowa ANOVA dla wartości CMJRPP, CMJPV, CMJH oraz CMJPF nie wykazała istotnie statystycznych różnic ( $p = 0.42$ ;  $\eta_p^2 = 0.05$ ;  $p = 0.65$ ;  $\eta_p^2 = 0.02$ ;  $p = 0.26$ ;  $\eta_p^2 = 0.11$ ;  $p = 0.68$ ;  $\eta_p^2 = 0.02$ ; odpowiednio) dla wyniku analizy multi-interakcji [2 grupy (E3-CONT vs. E3-MBFR)  $\times$  2 punkty czasowe (CMJ1 vs. CMJ2)  $\times$  2 próby (próba 1 vs. próba 2)]. Nie wykazano także istotnego wpływu ( $p = 0.39$ ;  $\eta_p^2 = 0.06$ ;  $p = 0.64$ ;  $\eta_p^2 = 0.02$ ;  $p = 0.16$ ;  $\eta_p^2 = 0.17$ ;  $p = 0.47$ ;  $\eta_p^2 = 0.04$ ; odpowiednio) dla efektu głównego „grupy” (tabela 12). Wartości CMJRPP, CMJPV, CMJH oraz CMJPF oraz wielkość efektu  $d$  ES Cohena dla wartości CMJRPP, CMJPV, CMJH oraz CMJPF przedstawiono w tabeli 11.

Tabela 11. Zmienne kinematyczne i kinetyczne testu CMJ oraz wielkość efektu *d* ES Cohena w dwóch punktach czasowych

| Warunek                              | Pre 1<br>(95% CI)                 | Pre 2<br>(95% CI)                | Post 1<br>(95% CI)               | Post 2<br>(95% CI)               |
|--------------------------------------|-----------------------------------|----------------------------------|----------------------------------|----------------------------------|
| <b>Względna moc szczytowa [W/kg]</b> |                                   |                                  |                                  |                                  |
| <b>E3-CONT</b>                       | 63.28 ± 6.78<br>(58.98 do 67.59)  | 63.97 ± 6.01<br>(60.15 do 67.79) | 62.18 ± 6.35<br>(58.15 do 66.22) | 61.22 ± 7.48<br>(56.47 do 65.97) |
| <b>E3-MBFR</b>                       | 63.86 ± 11.86<br>(56.32 do 71.39) | 64.24 ± 5.36<br>(60.84 do 67.65) | 63.13 ± 8<br>(58.04 do 68.21)    | 64.02 ± 7.62<br>(59.17 do 68.86) |
| <b>ES</b>                            | 0.06                              | 0.05                             | 0.13                             | 0.37                             |
| <b>Prędkość szczytowa [m/s]</b>      |                                   |                                  |                                  |                                  |
| <b>E3-CONT</b>                       | 3.03 ± 0.22<br>(2.89 do 3.17)     | 3.1 ± 0.18<br>(2.99 do 3.21)     | 2.99 do 0.19<br>(2.87 do 3.11)   | 2.98 do 0.24<br>(2.83 do 3.13)   |
| <b>E3-MBFR</b>                       | 3.1 ± 0.25<br>(2.93 do 3.26)      | 3.11 ± 0.16<br>(3.01 do 3.21)    | 3.07 ± 0.21<br>(2.94 do 3.2)     | 3.12 ± 0.27<br>(2.94 do 3.29)    |
| <b>ES</b>                            | 0.3                               | 0.06                             | 0.4                              | 0.55                             |
| <b>Wysokość skoku [cm]</b>           |                                   |                                  |                                  |                                  |
| <b>E3-CONT</b>                       | 43.2 ± 6.99<br>(38.76 do 47.64)   | 46.08 ± 5.62<br>(42.5 do 49.65)  | 41.94 ± 6.03<br>(38.11 do 45.77) | 41.73 ± 7.52<br>(36.96 do 46.51) |
| <b>E3-MBFR</b>                       | 45.10 ± 12.4<br>(37.22 do 52.98)  | 46.72 ± 5.64<br>(43.14 do 50.3)  | 44.31 ± 9.9<br>(38.02 do 50.6)   | 46.83 ± 8.68<br>(41.32 do 52.35) |
| <b>ES</b>                            | 0.19                              | 0.11                             | 0.29                             | 0.63                             |
| <b>Siła szczytowa [N]</b>            |                                   |                                  |                                  |                                  |
| <b>E3-CONT</b>                       | 25.42 ± 2.54<br>(23.81 do 27.03)  | 24.88 ± 2.25<br>(23.45 do 26.3)  | 25.13 ± 2.4<br>(23.61 do 26.66)  | 24.88 ± 2.52<br>(23.28 do 26.49) |
| <b>E3-MBFR</b>                       | 25.43 ± 2.44<br>(23.87 do 26.98)  | 24.55 ± 2.31<br>(23.08 do 26.02) | 25.18 ± 1.99<br>(23.92 do 26.45) | 24.47 ± 1.81<br>(23.32 do 25.62) |
| <b>ES</b>                            | 0                                 | 0.14                             | 0.02                             | 0.19                             |

Dane przedstawiono jako średnia ± odchylenie standardowe; 95% przedział ufności (95% CI) podano w nawiasach okrągłych. E3-MBFR – warunek eksperymentalny z międzywysiłkową okluzją tętniczą; E3-CONT – warunek kontrolny; Pre 1–2 – próby w pomiarze bazowym; Post 1–2 – próby w 7. minucie po zakończeniu wysiłku; ES - wielkość efektu *d* Cohena.

Średnie wartości AOP100 w trakcie trwania protokołu badawczego przedstawiono na rycinie 7.



Ryc. 7. Średnia oraz odchylenie standardowe AOP100 w poszczególnych momentach protokołu badawczego. AOP1 – pomiar bazowy; AOP2 – pomiar przed 1. serią; AOP3–6 – pomiary po zakończeniu 1., 2., 3. i 4. serii.

## 6.4 Etap IV

Dwuczynnikowa ANOVA dla wartości MV oraz PV nie wykazała istotnie statystycznych różnic ( $p = 0.69$ ;  $\eta_p^2 = 0.04$ ;  $p = 0.29$ ;  $\eta_p^2 = 0.10$ ; odpowiednio) dla wyniku analizy interakcji [2 grupy (E4-CONT vs. E4-MBFR)  $\times$  5 serii przysiadów ze sztangą]. Wykazano istotny wpływ ( $p = 0.01$ ;  $\eta_p^2 = 0.40$ ;  $p < 0.001$ ;  $\eta_p^2 = 0.50$ ; odpowiednio) dla efektu głównego „grupy” (tabela 12). Wyniki testu *post hoc* Tukeya dla efektu „grupy” wykazały istotnie wyższe wartości MV oraz PV dla grupy E4-MBFR w porównaniu do grupy E4-CONT ( $p = 0.01$ ; 0.58 vs. 0.54 m/s;  $p < 0.001$ ; 0.74 vs. 0.68 m/s; odpowiednio). Wielkość efektu  $d$  ES Cohena dla wartości MV oraz PV przedstawiono w tabeli 12.

Tabela 12. Średnia i szczytowa prędkość sztangi dla poszczególnych warunków podczas pięciu serii wyciskania sztangi leżąc na ławce poziomej

|                                         | Seria 1<br>70% 1RM<br>(95%CI)     | Seria 2<br>70% 1RM<br>(95%CI)     | Seria 3<br>70% 1RM<br>(95%CI)     | Seria 4<br>70% 1RM<br>(95%CI)     | Seria 5<br>70% 1RM<br>(95%CI)     |
|-----------------------------------------|-----------------------------------|-----------------------------------|-----------------------------------|-----------------------------------|-----------------------------------|
| <b>Średnia prędkość sztangi [m/s]</b>   |                                   |                                   |                                   |                                   |                                   |
| <b>E4-CONT</b>                          | 0.54 $\pm$ 0.11<br>(0.47 do 0.61) | 0.55 $\pm$ 0.12<br>(0.47 do 0.63) | 0.54 $\pm$ 0.11<br>(0.46 do 0.61) | 0.55 $\pm$ 0.11<br>(0.48 do 0.62) | 0.54 $\pm$ 0.09<br>(0.48 do 0.59) |
| <b>E4-MBFR</b>                          | 0.59 $\pm$ 0.11<br>(0.52 do 0.66) | 0.58 $\pm$ 0.11<br>(0.51 do 0.65) | 0.56 $\pm$ 0.1<br>(0.5 do 0.63)   | 0.58 $\pm$ 0.11<br>(0.51 do 0.64) | 0.57 $\pm$ 0.12<br>(0.5 do 0.65)  |
| <b>ES</b>                               | 0.45                              | 0.26                              | 0.19                              | 0.27                              | 0.28                              |
| <b>Szczytowa prędkość sztangi [m/s]</b> |                                   |                                   |                                   |                                   |                                   |
| <b>E4-CONT</b>                          | 0.69 $\pm$ 0.14<br>(0.6 do 0.77)  | 0.71 $\pm$ 0.18<br>(0.6 do 0.82)  | 0.68 $\pm$ 0.14<br>(0.59 do 0.77) | 0.66 $\pm$ 0.13<br>(0.58 do 0.74) | 0.66 $\pm$ 0.11<br>(0.59 do 0.73) |

|                |                               |                               |                               |                               |                               |
|----------------|-------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|
| <b>E4-MBFR</b> | 0.74 ± 0.14<br>(0.65 do 0.83) | 0.74 ± 0.14<br>(0.65 do 0.82) | 0.73 ± 0.13<br>(0.65 do 0.81) | 0.73 ± 0.13<br>(0.65 do 0.81) | 0.74 ± 0.14<br>(0.65 do 0.83) |
| <b>ES</b>      | 0.36                          | 0.19                          | 0.37                          | 0.54                          | 0.64                          |

Dane przedstawiono jako średnia ± odchylenie standardowe; 95% przedział ufności (95% CI) podano w nawiasach okrągłych. E4-MBFR – warunek eksperymentalny z międzywysiłkową okluzją tętniczą; E4-CONT – warunek kontrolny. 1RM – jedno powtórzenie maksymalne; ES - wielkość efektu *d* Cohena.

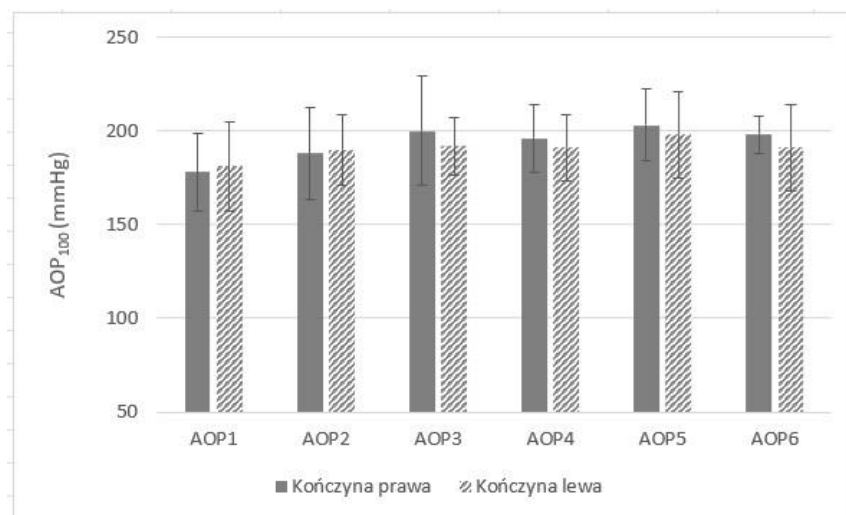
Trzyczynnikowa ANOVA dla wartości T oraz S nie wykazała istotnie statystycznych różnic ( $p = 0.35$ ;  $\eta_p^2 = 0.82$ ;  $p = 0.41$ ;  $\eta_p^2 = 0.79$ ; odpowiednio) dla wyniku analizy multi-interakcji [2 grupy (E4-CONT vs. E4-MBFR) × 2 kończyny (lewa vs. prawa) × 5 punktów czasowych]. Nie wykazano także istotnego wpływu ( $p = 0.55$ ;  $\eta_p^2 = 0.12$ ;  $p = 0.64$ ;  $\eta_p^2 = 0.09$ ; odpowiednio) dla efektu głównego „grupy” (tabela 13). Wielkość efektu *d* ES Cohena dla wartości T oraz S przedstawiono w tabeli 13.

Tabela 13. Właściwości biomechaniczne mięśnia obszernego bocznego oraz wielkość efektu *d* ES Cohena w pięciu punktach czasowych

|                                     |   | MYO1 (95%CI)                     | MYO2 (95%CI)                     | MYO3 (95%CI)                     | MYO4 (95%CI)                     | MYO5 (95%CI)                     |
|-------------------------------------|---|----------------------------------|----------------------------------|----------------------------------|----------------------------------|----------------------------------|
| <b>Częstotliwość oscylacji [Hz]</b> |   |                                  |                                  |                                  |                                  |                                  |
| <b>E4-CONT</b>                      | L | 16.4 ± 2.68<br>(14.70 do 18.10)  | 15.97 ± 2.26<br>(14.53 do 17.4)  | 15.53 ± 1.72<br>(14.43 do 16.62) | 15.38 ± 1.74<br>(14.28 do 16.49) | 15.55 ± 1.55<br>(14.57 do 16.53) |
|                                     | R | 16.6 ± 1.79<br>(15.47 do 17.73)  | 16.49 ± 2.69<br>(14.78 do 18.20) | 16.28 ± 1.53<br>(15.30 do 17.25) | 15.89 ± 1.61<br>(14.87 do 16.92) | 15.53 ± 1.78<br>(14.39 do 16.66) |
| <b>E4-MBFR</b>                      | L | 15.35 ± 1.66<br>(14.23 do 16.46) | 16.03 ± 2.11<br>(14.68 do 17.37) | 15.17 ± 1.19<br>(14.41 do 15.92) | 15.17 ± 1.44<br>(14.25 do 16.08) | 16.13 ± 2.19<br>(14.74 do 17.53) |
|                                     | R | 15.83 ± 1.76<br>(14.65 do 17.01) | 15.82 ± 1.28<br>(15.01 do 16.63) | 15.95 ± 1.62<br>(14.92 do 16.98) | 15.68 ± 1.81<br>(14.54 do 16.83) | 16.03 ± 2.63<br>(14.36 do 17.7)  |
| <b>ES</b>                           | L | 0.47                             | 0.03                             | 0.24                             | 0.13                             | 0.31                             |
|                                     | R | 0.43                             | 0.32                             | 0.21                             | 0.12                             | 0.22                             |
| <b>Szytywność dynamiczna [N/m]</b>  |   |                                  |                                  |                                  |                                  |                                  |
| <b>E4-CONT</b>                      | L | 297 ± 76 (248 do 345)            | 297 ± 99 (234 do 360)            | 282 ± 59 (245 do 320)            | 277 ± 66 (235 do 319)            | 270 ± 23 (256 do 285)            |
|                                     | R | 314 ± 83 (261 do 366)            | 299 ± 68 (256 do 343)            | 298 ± 37 (275 do 322)            | 287 ± 46 (258 do 316)            | 275 ± 44 (247 do 303)            |
| <b>E4-MBFR</b>                      | L | 271 ± 35 (247 do 294)            | 287 ± 50 (255 do 318)            | 266 ± 24 (250 do 281)            | 264 ± 31 (245 do 284)            | 295 ± 74 (248 do 342)            |
|                                     | R | 289 ± 41 (261 do 317)            | 281 ± 39 (256 do 306)            | 292 ± 54 (258 do 326)            | 284 ± 60 (246 do 322)            | 283 ± 48 (252 do 313)            |
| <b>ES</b>                           | L | 0.44                             | 0.13                             | 0.36                             | 0.25                             | 0.46                             |
|                                     | R | 0.38                             | 0.32                             | 0.13                             | 0.06                             | 0.17                             |

Dane przedstawiono jako średnia ± odchylenie standardowe; 95% przedział ufności (95% CI) podano w nawiasach okrągłych. E4-MBFR – warunek eksperymentalny z międzywysiłkową okluzją tętniczą; E4-CONT – warunek kontrolny; MYO1 – pomiar bazowy, przed wykonaniem rozgrzewki; MYO2 – pomiar bezpośrednio po przeprowadzeniu rozgrzewki; MYO3–5 – pomiary w 1., 3. i 5. minucie po zakończeniu wysiłku. 1RM – jedno powtórzenie maksymalne; ES - wielkość efektu *d* Cohena; L – lewa kończyna; R – prawa kończyna.

Średnie wartości AOP100 w trakcie trwania protokołu badawczego przedstawiono na rycinie 8.



Ryc. 8. Średnia oraz odchylenie standardowe AOP100 w poszczególnych momentach protokołu badawczego. AOP1 – pomiar bazowy; AOP2 – pomiar przed 1. seria; AOP3–6 – pomiary po zakończeniu 1., 2., 3. i 4. serii.

## 7. Dyskusja

Głównym celem niniejszej dysertacji była ocena wpływu M-AOP (100% AOP) na prędkość sztangi, zmienne mechaniczne testu CMJ, a także właściwości biomechaniczne mięśni szkieletowych. W analizie uzyskanych wyników porównywano warunki eksperymentalne, w których stosowano M-AOP, z warunkami kontrolnymi, zdefiniowanymi jako TRT-HL o identycznym obciążeniu zewnętrznym, lecz bez stosowania M-AOP. Wyniki badań wskazują, że M-AOP przy zastosowaniu ciśnienia ucisku opaski równego 100% AOP (określonego niezależnie przed każdą serią ćwiczenia), czasie trwania okluzji tętniczej wynoszącym 3 minuty oraz reperfuzji trwającej od 1 do 1.5 minuty, pozwala na uzyskanie istotnego wzrostu prędkości sztangi (MV oraz PV) podczas ćwiczenia oporowego, bez względu na jego rodzaj, a także schemat zastosowanych serii. Badania wykazały także, że wzrostowi MV i PV nie towarzyszyły istotne zmiany wskaźników mechanicznych testu CMJ oraz zmiany właściwości biomechanicznych mięśni szkieletowych. Uzyskane wyniki mogą wskazywać, że zastosowanie M-AOP podczas ćwiczeń oporowych indukuje efekt wzrostu prędkości sztangi, nie prowadząc jednocześnie do zwiększonej akumulacji zmęczenia neuromięśniowego. Realizacja badania pozwoliła stwierdzić, że powyższe zmiany występują zarówno w przypadku kończyn dolnych, jak i górnych, przy zastosowaniu zróżnicowanych ćwiczeń oporowych oraz stałej, jak i zmiennej wartości obciążenia zewnętrznego. Ponadto wykazano, że metoda M-AOP jest skuteczna zarówno wśród zawodników wysoko wytrenowanych, jak i osób trenujących rekreacyjnie.

Niniejsza dysertacja obejmowała cztery etapy badawcze. I etap eksperymentu (badanie pilotażowe) miał za zadanie zweryfikować przyjęte hipotezy badawcze oraz wyznaczyć kierunek kolejnych faz badania. Mimo że pierwotne założenia koncentrowały się na samym efekcie erogenicznym M-AOP, wyniki etapu I wymusiły rozszerzenie analizy o współzależność zmiennych czasowych (czas trwania okluzji i reperfuzji), co stało się kluczowym elementem optymalizacji protokołu w kolejnych etapach. W etapie I uczestnicy wykonywali przysiad ze sztangą (3 serie po 2 powtórzenia) przy zastosowaniu zmiennego obciążenia zewnętrznego wynoszącego odpowiednio: 60%, 70% i 80% 1RM. Zastosowano czas trwania okluzji tętniczej oraz reperfuzji wynoszący kolejno: 4.5 minuty i 0.5 minuty. Jednak zastosowana procedura badawcza nie potwierdziła założonych hipotez. Nie zaobserwowano istotnych zmian w poziomie prędkości sztangi w następstwie stosowania M-AOP, co jest sprzeczne z wynikami wcześniejszych prac z zakresu prezentowanej tematyki

(Jarosz i wsp. 2021; Wilk i wsp. 2021). Nie wskazano również istotnych różnic w analizowanych zmiennych w teście CMJ na platformie dynamometrycznej oraz badaniu miotonometrycznym przy zastosowaniu M-AOP w odniesieniu do warunku kontrolnego. Co istotne, w trakcie realizacji I etapu badań uczestnicy zgłaszali dyskomfort lub uczucie drętwienia kończyn, zwłaszcza pod koniec cykli M-AOP. Mogło to przyczynić się do pogorszenia kontroli ruchu w trakcie wykonywania ćwiczenia oraz wpłynąć na badane zmienne.

Biorąc pod uwagę analizę danych z etapu I oraz subiektywne odczucia uczestników, wyznaczono kierunek modyfikacji zmiennych M-AOP w kolejnej fazie badań. W procedurze badawczej etapu II skrócono czas trwania okluzji tętniczej do 3 minut oraz wydłużono czas reperfuzji do 1.5 minuty. Wprowadzone zmiany spowodowały, że zastosowanie M-AOP doprowadziło do istotnego wzrostu prędkości sztangi, co jest częściowo zgodne z wcześniejszymi doniesieniami (Jarosz i wsp. 2021; Wilk i wsp. 2021). Należy jednak zaznaczyć, że etap II stanowi pierwsze badanie naukowe, w którym wykazano istotny wzrost MV i PV w ćwiczeniu ukierunkowanym na dolne partie ciała w warunkach okluzji. Uzyskane rezultaty wskazują, że dobór odpowiednich zmiennych M-AOP, w szczególności czasu trwania okluzji tętniczej i reperfuzji oraz ich wzajemna współzależność, stanowi kluczowy czynnik determinujący efekt treningowy. Należy również zwrócić uwagę na rolę ciśnienia ucisku opaski, które wynosiło 100% AOP. Wyniki wskazują, że jednoczesne zastosowanie pełnej okluzji tętniczej wraz z krótszym czasem trwania okluzji (3 minuty vs. 4.5 minuty) i dłuższym czasem reperfuzji (1.5 minuty vs. 0.5 minuty) determinuje korzystny efekt M-AOP. Co więcej, w etapie II ponownie nie wykazano istotnych różnic w zmiennych mechanicznych testu CMJ oraz właściwościach biomechanicznych mięśnia obszernego bocznego w odniesieniu do warunku kontrolnego. Otrzymane dane wskazują, że M-AOP może indukować wzrost prędkości sztangi, nie nasilając jednocześnie zmęczenia neuromięśniowego.

Na podstawie uzyskanych w II etapie eksperymentu rezultatów (efekt zwiększenia prędkości sztangi), w etapie III poddano weryfikacji, czy istotny wzrost prędkości sztangi wystąpi również przy zastosowaniu większej liczby cykli M-AOP, stałych wartości obciążenia zewnętrznego oraz udziale grupy osób badanych o innym poziomie zaawansowania. W III etapie badania ponownie wykazano efekt wzrostu MV i PV podczas przysiadu w warunkach M-AOP (5 serii po 2 powtórzenia) ze stałym obciążeniem zewnętrznym (70% 1RM). W III, podobnie jak w II etapie badania zastosowano ten sam czas

trwania okluzji tętniczej (3 minuty), jednak krótszy w porównaniu do wcześniejszego etapu czasu trwania reperfuzji (1 minuta vs. 1.5 minuty). Można stwierdzić, że przy zastosowaniu czasu trwania okluzji równego 3 minuty oraz ciśnienia ucisku opaski równego 100% AOP, czas reperfuzji wynoszący od 1.5 minuty do 1 minuty może pozwolić na uzyskanie efektu zwiększenia prędkości sztangi. Uzyskane w etapie II i III wyniki są unikatowe, gdyż jako pierwsze badanie naukowe wskazują, że efekt zwiększenia prędkości sztangi może wystąpić zarówno przy zastosowaniu stałej, jak i zmiennej wartości obciążenia zewnętrznego oraz różnej liczbie cykli M-AOP. Co więcej, potwierdzają, że efekt ten może wystąpić wśród zróżnicowanych grup osób badanych (zawodnicy kadry narodowej oraz osoby trenujące rekreacyjnie).

Wyniki uzyskane w etapach II-III odnosiły się do zmian możliwości wysiłkowych kończyn dolnych. W związku z tym, w etapie IV badania poddano weryfikacji, czy obserwowany efekt zwiększenia prędkości sztangi występuje również podczas ćwiczeń ukierunkowanych na górne partie ciała. W wyniku realizacji etapu IV wykazano istotny wzrost MV i PV w warunkach M-AOP podczas wyciskania sztangi leżąc na ławce poziomej (5 serii po 2 powtórzenia) ze stałym obciążeniem zewnętrznym (70% 1RM). Jest to pierwsze badanie naukowe dotyczące górnych partii ciała, w którym zastosowano powtarzalne cykle M-AOP (100% AOP). W odniesieniu do poprzedniego etapu poza zmianą rodzaju ćwiczenia nie zastosowano innych zmian w procedurze badawczej. Uzyskane w etapach II-IV wyniki potwierdzają, że efekt zwiększenia prędkości sztangi w warunkach M-AOP może wystąpić zarówno podczas ćwiczeń ukierunkowanych na dolne, jak i górne partie ciała. Należy jednak zaznaczyć, że w przypadku kończyn górnych (etap IV), mimo osiągnięcia progu istotności statystycznej, odnotowana wielkość efektu dla MV ( $d$  Cohena w przedziale 0.19–0.45) wskazuje na małą istotność praktyczną. Sugeruje to, że mechanizm M-AOP w wyciskaniu leżąc wywołuje mniejszą reakcję funkcjonalną w zakresie MV niż w przypadku przysiadów (etapy II–III), gdzie wielkość efektu była umiarkowana lub duża ( $d$  Cohena w przedziale 0.40–0.81). Ponadto, ponownie wykazano brak istotnych różnic w następstwie stosowania M-AOP w wartościach zmiennych mechanicznych testu CMJ (etap III) oraz wskaźnikach biomechanicznych mięśni szkieletowych (etap III – mięsień obszerny boczny; etap IV – głowa długa mięśnia trójgłowego ramienia) w odniesieniu do warunku kontrolnego. Sugeruje to, że aplikacja M-AOP nie powoduje obniżenia możliwości wysiłkowych oraz nasilenia zmęczenia w większym stopniu niż w grupie kontrolnej, bez względu na przyjęty schemat serii oraz zaangażowane partie ciała.

### *Analiza współzależności zmiennych M-AOP w kontekście zmian prędkości sztangi*

W celu pogłębionej interpretacji uzyskanych wyników, w niniejszej dysertacji przeprowadzono niezależną analizę zmiennych protokołu M-AOP oraz ich wzajemnych współzależności w kontekście zmian prędkości sztangi i dynamiki tych zmian w kolejnych etapach badań. Analiza ta stanowi bezpośrednią realizację jednego z celów badawczych pracy, jakim było określenie wpływu zmiennych czasowych M-AOP (czas trwania okluzji i reperfuzji oraz ich wzajemny stosunek) na efekt treningowy. W etapie I (badanie pilotażowe), przy zastosowaniu czasu trwania okluzji wynoszącego 4.5 minuty oraz reperfuzji trwającej 0.5 minuty (stosunek 9:1) nie zaobserwowano korzystnego efektu M-AOP. W etapie II dokonano modyfikacji: skrócono czas trwania okluzji tętnicznej do 3 minut oraz wydłużono czas reperfuzji do 1.5 minuty, co odpowiadało stosunkowi 2:1. Zmiana ta umożliwiła uzyskanie efektu wzrostu prędkości sztangi. Analogiczny efekt zaobserwowano w etapach III–IV, przy zastosowaniu takiego samego czasu trwania okluzji tętnicznej (3 minuty), lecz krótszego czasu trwania reperfuzji (1 minuta; stosunek 3:1). Na podstawie wyników etapów II–IV można przypuszczać, że zmienne te stanowią optymalną konfigurację pozwalającą na uzyskanie wzrostu prędkości sztangi. Co więcej, dane wskazują na istotną, dotychczas nieanalizowaną współzależność, jaką jest stosunek czasu trwania okluzji do reperfuzji. Wcześniejsze badania Salagas i wsp. (2022) potwierdzają, że efekt zwiększenia prędkości sztangi może wystąpić także przy stosunku 1:1 (5 minut okluzji tętnicznej; 5 minut reperfuzji). Należy jednak zauważyć, że w przypadku stosowania kilku cykli M-AOP zastosowanie takiego schematu prowadziłoby do znacznego wydłużenia czasu trwania jednostki treningowej, co ogranicza jego praktyczną użyteczność. Ponadto nie wiadomo, czy podobny efekt wystąpiłby przy zastosowaniu krótszego czasu trwania okluzji, jak i reperfuzji. Analiza przeprowadzonych badań sugeruje, że stosunek czasu trwania okluzji do reperfuzji w przedziale 2:1–3:1 jest najbardziej efektywny w kontekście zwiększenia prędkości sztangi, natomiast dobór konkretnego czasu reperfuzji może zależeć od indywidualnych preferencji i odczuć ćwiczącego. Potwierdzają to zarówno zgłaszane subiektywnie odczucia uczestników, jak i obserwacje dotyczące ich gotowości do podjęcia kolejnej serii. Należy wskazać, że sugerowany w niniejszej dysertacji stosunek czasu trwania okluzji do reperfuzji różni się od przyjmowanego we wcześniejszych pracach z zakresu M-BFR (stosunek >5:1; Jarosz i wsp. 2021; Wilk i wsp. 2021; Trybulski i wsp. 2022b). Ta odmienność struktury czasowej protokołów może stanowić istotne wyjaśnienie rozbieżności pomiędzy uzyskanymi wynikami a częścią dotychczasowej literatury przedmiotu. Warto również odnotować zależność

między stosunkiem czasu trwania okluzji do reperfuzji oraz liczbą cykli M-AOP. Stosunek 1:1 sprzyjał zwiększeniu prędkości sztangi jedynie w pierwszych seriach (1–3; Salagas i wsp. 2022), z kolei w przypadku stosunku 2:1 oraz 3:1 efekt ten dotyczył wszystkich serii. Należy jednak podkreślić, że w przypadku badania Salagas i wsp. (2022) stosowano tylko pojedynczy cykl M-AOP.

Można przypuszczać, że uzyskane w etapach II-IV wyniki (efekt zwiększenia prędkości sztangi) w następstwie modyfikacji wybranych zmiennych M-AOP mogą mieć związek z efektywniejszą resyntezą zasobów energetycznych z wykorzystaniem systemów fosfagenowego oraz glikolizy beztlenowej. Stanowią one główne systemy energetyczne wykorzystywane w tego typu wysiłkach (trening mocy mięśniowej; Bird i wsp. 2005). Wydaje się, że w przypadku powtarzalnych cykli M-AOP wydłużenie czasu reperfuzji do 1–1.5 minuty może być konieczne dla uzyskania efektu wzrostu prędkości sztangi, pozwalając na usunięcie metabolitów oraz zmniejszenie zmęczenia obwodowego (Amann i Calbet 2008; Salagas i wsp. 2022). Nadal jednak nie wiadomo czy dolna granica tego przedziału (1 minuta) stanowi minimalny czas wymagany do wystąpienia efektu. Uzyskane wyniki są również zgodne z dostępną literaturą z zakresu przedwysiłkowego BFR. Wcześniejsze badania wskazują, że krótszy sumaryczny czas trwania okluzji (5–6 minut) może być równie efektywny w kontekście poprawy zdolności wysiłkowych w ćwiczeniach oporowych w porównaniu do klasycznych interwencji z wykorzystaniem przedwysiłkowego BFR (sumaryczny czas trwania okluzji 15-20 minut; Beaven i wsp. 2012; Carvalho i Barroso 2019; Salagas i wsp. 2022). Sugeruje się, że w warunkach M-BFR (Wilk i wsp. 2021), podobnie jak w metodzie przedwysiłkowej dochodzi do zwiększenia uwalniania tlenu azotu (Kimura i wsp. 2007; Li i wsp. 2012). Choć w niniejszej rozprawie nie prowadzono bezpośrednich pomiarów biochemicznych, na podstawie literatury można domniemywać, że wzrost biodostępności tlenu azotu indukuje relaksację mięśniówki gładkiej naczyń krwionośnych, co w połączeniu z wyższym wychwytem tlenu (Paradis-Deschênes i wsp. 2016) oraz aktywacją receptorów adenozynowych (Liu i wsp. 1991) optymalizuje perfuzję tkankową. Ponadto, w wyniku otwarcia zależnego od adenozynotrifosforanu (ATP) kanału potasowego ( $K^+$ ) poprawiają się możliwości wysiłkowe z uwagi na zwiększenie zasobów energetycznych po wcześniejszym BFR (Lawson i Downey, 1993; Pang i wsp. 1995). Wskazuje się również, że BFR może aktywować dwukierunkowy mechanizm integracji ciało-mózg (ang. *bidirectional brain-body integration mechanism*) indukując reakcje fizjologiczne za pośrednictwem mechanoreceptorów, ostatecznie prowadząc do zwiększenia efektywności

treningu (Taylor i wsp. 2010). Jedną z przyczyn uzyskanych wyników może być także bardziej efektywne wykorzystanie zjawiska poaktywacyjnego zwiększenia sprawności fizycznej (ang. *post-activation performance enhancement* [PAPE]), które odnosi się do krótkotrwałego zwiększenia możliwości kurczliwych mięśnia w następstwie wcześniejszej stymulacji (Tillin i Bishop 2009; Blazevich i Babault 2019). Wśród mechanizmów fizjologicznych odpowiedzialnych za to zjawisko wyróżnia się między innymi zwiększoną temperaturę mięśnia, zmiany poziomu nawodnienia komórki mięśniowej, zwiększenie aktywacji mięśniowej oraz wzrost kąta natarcia włókien mięśniowych w odniesieniu do połączenia mięśniowo-ścięgnistego (Tillin i Bishop 2009; Hunter i Brown 2010; Blazevich i Babault 2019). Nie można całkowicie wykluczyć możliwego udziału takich mechanizmów, jak fosforylacja łańcuchów lekkich regulatorowych miozyny oraz zwiększona rekrutacja jednostek motorycznych o wyższym progu pobudliwości (Tillin i Bishop 2009). Należy jednak podkreślić, że w świetle braku pomiarów temperatury wewnątrzmięśniowej czy architektury mięśni w czasie rzeczywistym, udział tych mechanizmów pozostaje w sferze teoretycznych rozważań nad uzyskanym efektem wzrostu prędkości sztangi. Efektywność zjawiska PAPE w treningu oporowym jest uzależniona od szeregu czynników, w tym między innymi stosunku czasu trwania przerwy wypoczynkowej do czasu trwania wysiłku (Tillin i Bishop 2009; Blazevich i Babault 2019). W związku z tym, można przypuszczać, że również odpowiedni dobór oraz stosunek poszczególnych zmiennych okluzji będzie wpływał na jego efektywność. Może to wyjaśniać uzyskany w etapach II–IV efekt wzrostu prędkości sztangi w następstwie skrócenia czasu trwania okluzji tętniczej oraz wydłużenia czasu reperfuzji w porównaniu z etapem I (badanie pilotażowe). Co więcej, można domniemywać, że w przypadku M-AOP nie tylko kolejne serie ćwiczenia oporowego, ale również sama procedura okluzji może mieć charakter aktywacyjny. Jednoczesne połączenie tych dwóch czynników (M-AOP, ćwiczenie oporowe) wymaga szczególnie precyzyjnego dopasowania wielkości bodźca oraz zachowania odpowiedniego balansu pomiędzy indukowaną aktywacją a narastającym zmęczeniem. Sugeruje się, że zbyt wysoki poziom zmęczenia wywołany ćwiczeniem aktywacyjnym, przy niewystarczającym czasie trwania przerwy wypoczynkowej, może być niekorzystny i niwelować efekt zwiększenia możliwości wysiłkowych (Gossen i wsp. 2000; Krzysztofik i wsp. 2023), co prawdopodobnie miało miejsce w badaniu pilotażowym (etap I).

Powyższe rozważania dotyczące sugerowanych wartości poszczególnych zmiennych okluzji znajdują również uzasadnienie w kontekście praktycznej aplikacji M-AOP. Analizując

współzależności powyższych zmiennych, należy zwrócić uwagę na czas potrzebny na założenie, napompowanie oraz usunięcie opasek uciskowych. Precyzyjna aplikacja opasek, wraz z wyznaczeniem rzeczywistej wartości 100% AOP przed każdą serią ćwiczenia, może wynosić od 1 do 1.5 minuty. Aspekt ten stanowi istotne uzupełnienie dotychczasowych protokołów w tej linii badawczej (Wilk i wsp. 2021; Trybulski i wsp. 2022b), w których procedura ta nie była szczegółowo raportowana. Uwzględniając konieczność wielokrotnego wyznaczania wartości 100% AOP oraz zachowania sugerowanego stosunku czasu trwania okluzji tętniczej do czasu reperfuzji (2:1–3:1), najbardziej optymalnym rozwiązaniem wydaje się 3-minutowy czas trwania okluzji tętniczej. Umożliwia on bowiem zachowanie typowych długości przerw wypoczynkowych stosowanych w treningu mocy mięśniowej (5–7 minut). Choć dłuższy czas trwania okluzji tętniczej, np. 4.5–5 minut (etap I), również może być skuteczny (Wilk i wsp. 2021; Salagas i wsp. 2022), wiąże się on z większym dyskomfortem uczestników, wpływa na konieczność modyfikacji pozostałych zmiennych (np. wartości ciśnienia ucisku opaski <100% AOP) oraz prowadzi do wydłużenia całkowitego czasu jednostki treningowej.

#### *Analiza wpływu wartości obciążenia zewnętrznego oraz schematu serii na prędkości sztangi w warunkach M-AOP*

Efekt zmian prędkości sztangi w następstwie stosowania M-AOP może być uzależniony od obciążenia zewnętrznego (Jarosz i wsp. 2021). W większości dotychczasowych badań z zakresu M-BFR stosowano stałe obciążenie zewnętrzne, najczęściej wynoszące 60% 1RM (Wilk i wsp. 2021; Trybulski i wsp. 2022a; Gawel i wsp. 2024). W niniejszej dysertacji zastosowano wyższe obciążenia (60–80% 1RM) w celu odwzorowania rzeczywistych schematów treningowych stosowanych w kształtowaniu siły i mocy mięśniowej (Cormie i wsp. 2011; Taber i wsp. 2016). W etapie II uczestnicy wykonywali 3 serie przysiadu ze sztangą z obciążeniem wynoszącym odpowiednio 60%, 70% i 80% 1RM. Z kolei w etapach III i IV wykonywano 5 serii ćwiczeń oporowych ze stałym obciążeniem (70% 1RM). Uzyskane wyniki badań wskazują, że korzystny efekt M-AOP może występować przy obciążeniu zewnętrznym rzędu 60–80% 1RM, bez względu na przyjęty schemat serii (stały lub zmienny). Ponadto w niniejszych badaniach po raz pierwszy wykazano efekt zwiększenia prędkości sztangi przy obciążeniu przekraczającym 60% 1RM w różnych ćwiczeniach oporowych. Należy również zaznaczyć, że na żadnym

etapie badań nie wykazano niekorzystnego wpływu M-AOP na prędkość sztangi, nawet w przypadku stosowania wysokich obciążeń zewnętrznych ( $>60\%$  1RM).

Na podstawie uzyskanych wyników można stwierdzić, że przy zachowaniu sugerowanego stosunku czasu trwania okluzji do reperfuzji, metoda M-AOP jest skuteczna (indukuje wzrost prędkości sztangi) bez względu na schemat stosowanego obciążenia. Co więcej, pozwala ona na bezpieczne i efektywne stosowanie wysokich obciążeń zewnętrznych ( $>60\%$  1RM). W celu dalszej analizy wpływu M-AOP na prędkość sztangi przeanalizowano charakter oraz przebieg zmian MV oraz PV w kolejnych seriach w odniesieniu do warunku kontrolnego. W etapie II, gdzie stosowano zmienne (progresywnie zwiększane) obciążenie zewnętrzne zarówno w warunku kontrolnym, jak i eksperymentalnym poziom MV i PV liniowo spadał. Można więc stwierdzić, że im wyższe obciążenie zewnętrzne, tym niższa prędkość sztangi, niezależnie czy zastosowano M-AOP czy nie, co jest zgodne z dostępną wiedzą (Cronin i wsp. 2003; Trybulski i wsp. 2021). Uzyskane w etapie II wartości MV i PV w warunku eksperymentalnym były istotnie wyższe w kolejnych seriach w porównaniu do warunku kontrolnego, co wskazuje że zastosowanie M-AOP powoduje nie tylko efekt wzrostu prędkości sztangi w obrębie całej jednostki treningowej, ale potencjalnie może być skuteczne przy większej lub mniejszej liczbie serii (efekt niezależnie w każdej serii). Wyniki niniejszego badania są częściowo zgodne z pracą Salagas i wsp. (2022), która wykazała, że nawet pojedynczy cykl M-AOP może powodować efekt wzrostu prędkości sztangi. Niemniej jednak, pojedynczy cykl M-AOP jest niewystarczający do wywołania istotnego wzrostu MV i PV w obrębie całej jednostki treningowej (Salagas i wsp. 2022). Przeciwnie, w innym badaniu z zakresu M-BFR (Jarosz i wsp. 2021), gdzie również stosowano progresywnie zwiększane obciążenie zewnętrzne (20-90% 1RM) wystąpiły odmienne zależności, które mogły wynikać również z innego schematu progresji obciążenia, wartości ciśnienia ucisku opaski, jak i zastosowanej liczby cykli okluzji. W badaniu Jarosz i wsp. (2021) istotne statystycznie różnice w prędkości sztangi dotyczyły jedynie PV oraz wystąpiły wyłącznie przy zastosowaniu obciążenia zewnętrznego równego 20% oraz 50% 1RM. Z kolei, w etapach III-IV badania, gdzie zastosowano większą liczbę serii (5 serii) oraz stałą wartość obciążenia zewnętrznego, wystąpiła stała, istotna różnica MV i PV pomiędzy warunkiem eksperymentalnym i kontrolnym. Analiza dynamiki zmian poziomu prędkości sztangi wskazała na stały przyrost zarówno MV, jak i PV w następstwie zastosowania M-AOP bez względu na liczbę serii, a tym samym także liczbę cykli M-AOP. Uzyskane wyniki są częściowo sprzeczne z badaniem Wilk i wsp. (2021), gdzie również

zastosowano stałe obciążenie zewnętrzne. Wilk i wsp. (2021) wykazali istotne statystycznie różnice w poziomie MV i PV w seriach 3-5, ale nie 1-2 w następstwie stosowania M-BFR. Pomimo wykazania istotnych statystycznie różnic w poziomie MV i PV (serie 3-5) w warunku eksperymentalnym poziom omawianych wartości utrzymywał się na przestrzeni protokołu. Z kolei, w warunku kontrolnym wartości MV i PV spadały w kolejnych seriach. Można zatem zauważyć, że w raporcie Wilk i wsp. (2021) różnice wynikały z utrzymania wydajności na przestrzeni protokołu, podczas gdy w niniejszej dysertacji odnotowano rzeczywisty wzrost prędkości w odniesieniu do wartości wyjściowych.

Szczegółowa analiza danych naukowych uzyskanych w niniejszym badaniu wskazuje na istotne różnice w detalach wyników w porównaniu do wcześniejszych badań z zakresu M-BFR, mimo że efekt zwiększenia prędkości sztangi obserwowany był w obu przypadkach (Wilk i wsp. 2021; Trybulski i wsp. 2022). Wyjaśnieniem powyższych rozbieżności w dynamice zmian prędkości sztangi, a zarazem kolejnym czynnikiem odróżniającym wcześniejsze protokoły z zakresu M-BFR oraz niniejsze badanie, wydaje się wartość AOP oraz jej dynamiczne zmiany na przestrzeni sesji treningowej. Choć Barnett i wsp. (2016) wykazali, że wartość AOP jest wyższa po wysiłku fizycznym, dane uzyskane w niniejszym badaniu dostarczają precyzyjnych informacji o skali tego zjawiska w warunkach M-AOP. Zarówno w przypadku kończyn górnych, jak i dolnych odnotowano wzrost bezwzględnego progu AOP100 w kolejnych cyklach M-AOP. Różnice między pomiarem początkowym a najwyższą wartością, notowaną najczęściej przed serią 3. i 4., wynosiły nawet 71 mmHg. Wskazuje to, że konieczne jest stosowanie bieżącej kontroli tej zmiennej i potwierdza, że jednorazowe wyznaczenie AOP100 jest niewystarczające dla zachowania pełnego rygoru metodologicznego w warunkach pełnej okluzji tętniczej. Przyczyną uzyskania najwyższych średnich wartości AOP100 przed 3. i 4. serią może być progresywne poszerzanie światła naczyń krwionośnych (Enko i wsp. 2011). Enko i wsp. (2011) wykazali, że w przypadku stosowania powtarzalnych cykli BFR naczynia krwionośne osiągają największą średnicę po 3 cyklu BFR. Różnice w bezwzględnym poziomie AOP100 notowane w kolejnych cyklach M-AOP stanowią istotne spostrzeżenie o charakterze poznawczym, które może być wyjaśnieniem dotychczasowych sprzeczności w literaturze. Można przypuszczać, że we wszystkich wcześniejszych pracach naukowych, gdzie nie monitorowano AOP przed każdym cyklem BFR, rzeczywisty poziom AOP100 odbiegał od raportowanego. W efekcie stosowano relatywnie niższe ciśnienie ucisku opaski względem zaplanowanego i opisywanego w protokole. W konsekwencji, wcześniejsze procedury badawcze, nie uwzględniając

dynamicznej natury ciśnienia okluzji, mogły opierać się na niepełnym obrazie hemodynamicznym danej sesji treningowej. Niniejsze wyniki sugerują, że stałe ciśnienie ucisku opaski nie gwarantuje utrzymania założonego, obiektywnego poziomu okluzji (np. 100% AOP) w kolejnych seriach wysiłku. Ma to kluczowe znaczenie metodologiczne, ponieważ precyzja w doborze wartości ciśnienia ucisku determinuje charakter warunków fizjologicznych wytwarzanych podczas badania. Przykładowo, Hornikiel i wsp. (2023) wykazali, że istotne ograniczenie przepływu krwi występuje już przy wartości 50% AOP, niemniej jednak stan pełnego zamknięcia przepływu (100% AOP) stanowi odrębny i specyficzny bodziec fizjologiczny. Choć wartości rzędu 40–80% AOP mogą generować zbliżony stopień restrykcji (Mouser i wsp. 2017; Crossley i wsp. 2020), to tworzą one środowisko hemodynamiczne o charakterze skrajnie odmiennym od warunków pełnej okluzji tętniczej (100% AOP). Można skonkludować, że monitorowanie dynamicznych zmian AOP stanowi kluczowy element optymalizacji protokołu treningowego i badawczego. Nieuwzględnienie tego wskaźnika we wcześniejszych pracach należy uznać za istotną zmienną zakłócającą (ang. *confounding variable*). Skuteczność przyjętej w niniejszej pracy procedury dynamicznej kontroli AOP potwierdza wysoka stabilność wielkości efektu ( $d$  Cohena) na przestrzeni całego protokołu (np. etap III:  $d$  dla MV w przedziale 0.44–0.80). Sugeruje to, że precyzyjna, dynamiczna kontrola AOP jest warunkiem niezbędnym do uzyskania powtarzalnego efektu ergogenicznego w kolejnych seriach treningowych. W konsekwencji, brak bieżącej kontroli AOP ogranicza możliwość bezpośredniego porównywania rezultatów różnych protokołów badawczych oraz utrudnia wypracowanie jednolitego standardu aplikacji okluzji tętniczej w treningu oporowym.

### *Analiza wpływu rodzaju ćwiczenia oporowego na prędkości sztangi w warunkach M-AOP*

Prezentowana praca jest pierwszym badaniem, w którym przeanalizowano protokoły z wykorzystaniem M-AOP w ćwiczeniach angażujących zarówno górne, jak i dolne partie mięśniowe. Dotychczasowe badania koncentrowały się wyłącznie na jednym obszarze mięśniowym (Wilk i wsp. 2021; Gawel i wsp. 2024; Gawel i wsp. 2025). Uzyskane wyniki potwierdzają, że zastosowane zmienne okluzji pozwalają na uzyskanie efektu wzrostu prędkości sztangi w warunkach M-AOP, niezależnie od rodzaju wykonywanego ćwiczenia oporowego (przysiad ze sztangą, wyciskanie sztangi leżąc na ławce poziomej). Co istotne,

w niniejszej pracy po raz pierwszy efekt wzrostu prędkości sztangi został wykazany w ćwiczeniu ukierunkowanym na dolne partie ciała (etapy II–III).

Analizując trening dolnych i górnych partii ciała w warunkach M-AOP, należy zauważyć, że nie wszystkie główne obszary mięśniowe zaangażowane w dany wzorzec ruchowy są bezpośrednio poddane okluzji (Caterisano i wsp. 2002; Stastny i wsp. 2017). Przypuszcza się, że zjawisko/paradoks korzystnego wpływu BFR jest powiązany ze zwiększoną aktywnością elektromiograficzną mięśni położonych proksymalnie w stosunku do opaski (Yasuda i wsp. 2010; Hedt i wsp. 2022). Co więcej, wykazano iż, powtarzalne cykle BFR aplikowane jednostronnie mogą indukować wazodylatację tętnic także w kończynie przeciwnej, co wskazuje na systemowy, a nie wyłącznie lokalny charakter działania BFR (Enko i wsp. 2011). Mimo różnic w liczbie zaangażowanych obszarów mięśniowych bezpośrednio poddanych BFR pomiędzy analizowanymi ćwiczeniami, w niniejszej pracy wykazano, że efekt wzrostu prędkości sztangi może występować zarówno w przypadku ćwiczeń ukierunkowanych na górne, jak i dolne partie ciała, co może potwierdzać systemowe działanie BFR (Miller i wsp. 2021).

Choć we wcześniejszych pracach raportowano korzystny efekt M-AOP zarówno podczas wyciskania sztangi leżąc na ławce poziomej, jak i przysiadów, efekt wzrostu prędkości sztangi raportowano wyłącznie w przypadku górnych partii ciała (Jarosz i wsp. 2021; Wilk i wsp. 2021). Można przypuszczać, że w przypadku dolnych partii ciała, przy braku bieżącej kontroli AOP, dochodzi do większych spadków ciśnienia ucisku opaski w kolejnych cyklach M-AOP, w związku z tym, wyniki wcześniejszych badań dotyczących dolnych partii ciała wskazywał jedynie na efekt utrzymania poziomu mocy mięśniowej, lecz nie efekt wzrostu (Trybulski i wsp. 2022). Potwierdzeniem powyższego mogą być wyniki uzyskane w niniejszej dysertacji. Największe różnice między pomiarem początkowym a najwyższym odczytem AOP100 w przypadku kończyn górnych wynosiły 25 mmHg, z kolei w przypadku kończyn dolnych aż 71 mmHg. Uzyskane w niniejszej pracy wyniki stanowią istotną wartość aplikacyjną, wskazując, że metoda M-AOP może być stosowana w treningu siły i mocy mięśniowej zarówno kończyn dolnych, jak i kończyn górnych. Ponadto, ponownie potwierdzają zasadność stosowania bieżącej kontroli AOP między cyklami okluzji, co jest szczególnie istotne zwłaszcza w przypadku kończyn dolnych z uwagi na znacznie większe wahania wartości tej zmiennej w porównaniu do kończyn górnych.

## *Analiza wpływu M-AOP na zmienne mechaniczne testu CMJ oraz właściwości biomechaniczne mięśni szkieletowych*

We wcześniejszych badaniach analizowano głównie wpływ M-BFR na zmiany prędkości sztangi, jednak nie analizowano, czy i w jaki sposób zmiany te wpływają na poziom zmęczenia zawodnika w obrębie całej jednostki treningowej, a w konsekwencji na jego gotowość do kolejnego treningu. Jest to szczególnie istotne z punktu widzenia długofalowego planowania procesu treningowego, gdyż wciąż nie wiadomo, czy trening w warunkach okluzji generuje wyższy poziom powysiłkowego zmęczenia niż TRT-HL. W badaniach własnych do oceny poziomu zmęczenia zastosowano dwa narzędzia pomiarowe: test CMJ na platformie dynamometrycznej oraz miotonometrię, które dotychczas nie były wykorzystywane jednocześnie w eksperymentach w tej linii badawczej. Literatura wskazuje, że zmęczenie neuromięśniowe prowadzi do spadku wartości wskaźników kinematycznych i kinetycznych, takich jak wysokość skoku, moc szczytowa i prędkość szczytowa (Hasegawa i wsp. 2024; Yoshida i wsp. 2024). W niniejszej pracy test CMJ wykonano w etapach I –III, ale nie podczas etapu IV, gdyż zastosowano tam ćwiczenie ukierunkowane do górnej partii ciała. Analizie poddano: względną moc szczytową [W/kg], prędkość szczytową [m/s], wysokość skoku [cm] oraz siłę szczytową [N]. Pomiary wykonano w dwóch punktach czasowych: (1) przed rozgrzewką, jako pomiar bazowy, oraz (2) siedem minut po zakończeniu ostatniej serii ćwiczeń. Wybór drugiego punktu czasowego uzasadniony był mechanizmem PAPE, który zgodnie z wcześniejszymi doniesieniami (Wilk i wsp. 2021) może stanowić jeden z czynników warunkujących wzrost prędkości sztangi w warunkach okluzji.

W wyniku przeprowadzonych analiz nie wykazano istotnych statystycznie różnic pomiędzy warunkiem eksperymentalnym a kontrolnym w żadnym z etapów. Z kolei, wartości poszczególnych zmiennych mechanicznych określonych podczas pomiaru bazowego były wyższe niż podczas pomiaru wykonanego po ostatniej serii ćwiczenia oporowego niezależnie czy stosowano M-AOP czy nie. Uzyskane wyniki wskazują więc, że aplikacja M-AOP nie wpłynęła negatywnie na wskaźniki sprawności nerwowo-mięśniowej po ostatniej serii ćwiczenia oporowego. Dotychczas tylko w jednej pracy oceniono wpływ M-BFR na wynik testu CMJ (Bichowska-Paweska i wsp. 2025). Zostało wykazane, że aplikacja M-BFR (5 minut BFR; 1 minuta reperfuzji; 4 serie po 2 powtórzenia; 7 minut przerwy wypoczynkowej) nie powoduje pogorszenia poziomu zmiennych mechanicznych testu CMJ w porównaniu do warunku kontrolnego. Zależność ta wystąpiła zarówno przy zastosowaniu wartości ciśnienia

ucisku opaski równego 60 i 80% AOP, ale również 100% AOP, co sugeruje, że w przypadku M-BFR zwiększenie wartości ciśnienia ucisku opaski nie nasila zmęczenia nerwowo-mięśniowego. Analiza dostępnej literatury (Bichowska-Paweska i wsp. 2025), jak i wyników niniejszej dysertacji wskazuje, że M-AOP niezależnie od zastosowanych protokołów treningowych, zmiennych okluzji oraz treningowych nie wpływa na pogorszenie poziomu wybranych wskaźników mechanicznych testu CMJ oraz nie nasila zmęczenia nerwowo-mięśniowego w porównaniu do warunku bez stosowania M-AOP.

W celu dalszej oceny wpływu M-AOP na poziom zmęczenia nerwowo-mięśniowego przeprowadzono analizę na poziomie tkankowym przy zastosowaniu miotonometrii, która pozwoliła na ocenę lokalnych zmian biomechanicznych w mięśniach szkieletowych. Analizie poddano następujące zmienne: częstotliwość oscylacji ( $T[Hz]$ ), która charakteryzuje wewnętrzne napięcie tkanek miękkich na poziomie komórkowym oraz sztywność dynamiczną ( $S[N/m]$ ), która określa odporność tkanki biologicznej na działanie siły odkształcającej (zgodnie z wytycznymi producenta; Myoton AS, Tallinn, Estonia). Pomiarów dokonano w 5 punktach czasowych: przed i po rozgrzewce oraz w 1., 3. i 5. minucie po zakończeniu ostatniej serii ćwiczenia. Punkty czasowe 3–5 zostały dobrane intencjonalnie, gdyż wcześniejsze prace wykazały, że poziom właściwości biomechanicznych mięśni szkieletowych ulega zmianie w czasie bardzo krótkim (30 sekund) po interwencji BFR (Jarosz i wsp. 2023). Do analizy wybrano mięsień obszerny boczny (*m. vastus lateralis*; etapy I–III) oraz głowę długą mięśnia trójgłowego ramienia (*m. triceps brachii caput longum*; etap IV), gdyż pełnią one kluczową rolę w generowaniu siły podczas zastosowanych ćwiczeń (Golas i wsp. 2018; Cornejo-Daza i wsp. 2024) oraz posiadają korzystną, powierzchowną lokalizację umożliwiającą powtarzalne pomiary. Wybór ten jest również zgodny z wcześniejszymi badaniami analizującymi zmiany właściwości biomechanicznych mięśni szkieletowych w odpowiedzi na wysiłek fizyczny (Jarosz i wsp. 2023; Krzysztofik i wsp. 2023). Ponadto, nie analizowano dotychczas tych zmiennych 3 i 5 minut po zakończeniu wysiłku, co odpowiada typowym długościom przerw wypoczynkowych w treningu siły i mocy mięśniowej i jest istotne z punktu widzenia programowania treningu.

Badanie miotonometryczne zastosowano w celu wyjaśnienia potencjalnych zmian prędkości sztangi. Wskazuje się, że zmiany  $T$  i  $S$  mogą być powiązane z akumulacją zmęczenia nerwowo-mięśniowego i zmniejszeniem wydajności sportowej (Wang 2016; Klich i wsp. 2020), a wzrost wartości tych zmiennych obserwowany jest w następstwie protokołów wysiłkowych (Lettner i wsp. 2024; Bayrak 2025). Jako przyczynę tych zmian wskazuje się

wzrost ciśnienia wewnątrzmięśniowego oraz zwiększenie objętości płynów wewnątrzkomórkowych (Friden i wsp. 1986; Jarosz i wsp. 2023; Krzysztofik i wsp. 2023). W rezultacie może prowadzić to do zmniejszenia aktywacji centralnej (ograniczonej zdolności układu nerwowego do rekrutacji wysokoprogowych jednostek motorycznych; Taylor i wsp. 2016), a także pogorszenia utylizacji cyklu rozciągnięcie-skurcz (zmiany sprężystości tkanki łącznej; Schmidt i wsp. 2025). Przekłada się to na spadek wartości wybranych wskaźników mocy mięśniowej, takich jak prędkość rozwoju siły czy moc szczytowa (Taylor i wsp. 2016). Warto zaznaczyć, że zmienne te, choć mierzone na poziomie mięśni szkieletowych mogą być pośrednio modyfikowane przez stan wypełnienia łożyska naczyniowego oraz ciśnienie wewnątrzmięśniowe, co czyni je czułym, choć niebezpośrednim wskaźnikiem powrotu do homeostazy tkankowej (Pruyn i wsp. 2016; Klich i wsp. 2020).

W żadnym z etapów niniejszego badania nie odnotowano istotnych zmian w właściwościach biomechanicznych mięśni szkieletowych (T i S) w następstwie stosowania M-AOP w odniesieniu do warunków kontrolnych. Należy zaznaczyć, że zależność ta wystąpiła przy aplikacji zróżnicowanych protokołów treningowych, analizowanej kończyny (prawa vs lewa), a także grup osób badanych, niezależnie od przyjętych zmiennych M-AOP. Ponadto, dotyczyła ona zarówno kończyn dolnych (mięsień obszerny boczny; *m. vastus lateralis*; etapy I–III), jak i kończyn górnych (głowa długa mięśnia trójgłowego ramienia; *m. triceps brachii caput longum*; etap IV) oraz wszystkich analizowanych punktów czasowych. Co więcej, wystąpiła nawet w przypadku, gdy nie odnotowano korzystnego efektu w następstwie stosowania M-AOP (etap I). Kluczową zmienną okluzji, która wydaje się w największym stopniu determinować stabilność T i S jest czas reperfuzji. Wcześniejsze badania wykazały, że podczas stosowania BFR (pasywne BFR) poziom T i S wzrasta, jednak już po 30 sekundach reperfuzji zmienne te wracają do stanu wyjściowego (Jarosz i wsp. 2023). Można zatem przypuszczać, że choć okluzja wpływa na lokalne środowisko metaboliczne, to efekt ten jest krótkotrwały. Wyniki niniejszej pracy sugerują, że czas reperfuzji wynoszący 30–90 sekund jest wystarczający, aby nie doszło do trwałych zmian w T i S. Znajduje to uzasadnienie w mechanizmie reaktywnej hiperemii. Nagłe zwolnienie ucisku mankietu i wynikający z niego gwałtowny napływ krwi (zależny od relaksacji mięśni gładkich naczyń pod wpływem m.in. tlenu azotu; Torpel i wsp. 2020) sprzyja efektywnemu wypłukiwaniu metabolitów i redukcji obrzęku wewnątrzmięśniowego. Można przypuszczać, że dzięki temu procesowi homeostaza tkankowa w obrębie T i S zostaje przywrócona niemal natychmiastowo, co potwierdzają pomiary wykonane już w pierwszej minucie po wysiłku.

Obserwację tę częściowo potwierdzają wyniki Gawel i wsp. (2025), gdzie podczas wyciskania sztangi leżąc na ławce poziomej w warunkach M-BFR również nie wykazano istotnych zmian miotonometrycznych bezpośrednio po serii. Co istotne, niniejsza praca jest pierwszym badaniem, w którym zmienne te oceniono w tak szerokim spektrum punktów czasowych bezpośrednio po wysiłku fizycznym.

Zarówno ocena funkcjonalna zmiennych mechanicznych testu CMJ, jak i analiza T i S na poziomie lokalnym przy użyciu miotonometrii nie wykazały istotnych różnic w analizowanych zmiennych w następstwie stosowania M-AOP w porównaniu do warunku kontrolnego. Uzyskane wyniki wskazują, że aplikacja M-AOP nie nasila zmęczenia neuromięśniowego w większym stopniu niż TRT-HL, niezależnie od przyjętego schematu serii, charakterystyki osób badanych oraz rodzaju zastosowanego ćwiczenia oporowego. Brak istotnych statystycznie różnic w zmiennych miotonometrycznych oraz mechanicznych testu CMJ, przy jednoczesnych bardzo niskich wartościach wielkości efektu ( $d < 0.2$ ), pozwala z dużym prawdopodobieństwem stwierdzić, że protokół M-AOP nie generuje dodatkowego obciążenia neuromięśniowego w porównaniu do TRT-HL. W badanej grupie nie zaobserwowano zmian właściwości biomechanicznych mięśni szkieletowych, co sugeruje, że zastosowane ciśnienie ucisku opaski (100% AOP) nie wywierało negatywnego wpływu na wartości analizowanych zmiennych. Wyniki te podkreślają praktyczną użyteczność M-AOP w treningu siły i mocy mięśniowej oraz wskazują na konieczność zachowania kontroli zmiennych czasowych M-BFR, w tym czasu trwania okluzji, reperfuzji oraz ich wzajemnego stosunku.

## 6. Ograniczenia badawcze

Rozważania podjęte w niniejszej pracy nie wyczerpują całokształtu problematyki badawczej. Pomimo złożoności prezentowanego eksperymentu, nie jest on pozbawiony ograniczeń, które należy uwzględnić przy interpretacji uzyskanych wyników. Badanie obejmowało wyłącznie wytrenowanych mężczyzn, co ogranicza możliwość ekstrapolacji uzyskanych rezultatów na populację generalną oraz na kobiety. W literaturze wskazuje się na istotne różnice między płciami w zakresie struktury mięśniowej, gospodarki hormonalnej oraz reakcji hemodynamicznych, które mogą warunkować odmienną odpowiedź na stosowanie BFR (Bassareo i Crisafulli 2020; Nancekievill i wsp. 2025). Różnice te mogą w szczególności dotyczyć określania wartości ciśnienia ucisku opaski. Tafuna’i i wsp. (2021) wykazali istotne różnice w bezwzględnych wartościach AOP100 pomiędzy mężczyznami a kobietami w kończynach dolnych. Należy również zaznaczyć, że badanie obejmowało ocenę natychmiastowych reakcji w następstwie zastosowania M-AOP. Brak długoterminowej obserwacji uniemożliwia jednoznaczne określenie, czy zaobserwowane zmiany prędkości sztangii (MV, PV) przekładają się na trwały wzrost poziomu siły i mocy mięśniowej (Torma i wsp. 2021). Zasadne wydaje się zatem przeprowadzenie badań długofalowych, które pozwoliłyby na ocenę efektów długoterminowego stosowania metody M-AOP.

W niniejszym eksperymencie nie przeprowadzono analiz biochemicznych oraz bezpośredniego monitorowania zmiennych takich jak skurczowe i rozkurczowe ciśnienie krwi, saturacja mięśniowa, przepływ krwi czy wskaźnik dylatacji tętnic. W szczególności brak zastosowania spektroskopii bliskiej podczerwieni uniemożliwił bezpośrednią ocenę stopnia utlenowania hemoglobiny i mioglobiny w tkance mięśniowej. Choć wskaźniki te pozwoliłyby na bardziej precyzyjną identyfikację mechanizmów odpowiedzialnych za funkcję śródbłonna i mikrokrażenie (Aird i wsp., 2012), ich pomiar był utrudniony ze względu na specyfikę badanej grupy (zawodnicy Kadry Narodowej) oraz dbałość o zachowanie wysokiej użyteczności praktycznej protokołów (warunki zbliżone do realnego treningu). Istotne ograniczenie stanowi również charakterystyka pomiaru miotonometrycznego. Mimo wysokiej powtarzalności, narzędzie to pozwala na ocenę wyłącznie powierzchniową i odnosi się do spoczynkowego napięcia tkanek. Nie umożliwia ono monitorowania zmian zachodzących w głębiej położonych grupach mięśniowych ani oceny dynamicznych zmian sztywności mięśni w trakcie trwania skurczu pod wpływem okluzji. Tym samym brak istotnych zmian wartości T i S może jedynie pośrednio wskazywać na zachowanie homeostazy środowiska tkankowego w ocenianym przedziale czasowym, co

pozostaje zgodne z obserwacjami przedstawionymi przez Pruyn i wsp. (2016). Ponadto, choć praca wskazuje na istotną zmienność AOP w trakcie sesji, wniosek ten wymaga dalszej weryfikacji w badaniach bezpośrednio porównujących różne poziomy ciśnienia ucisku (np. 50% vs 100% AOP).

W sferze analizy danych należy również wskazać pewne ograniczenia statystyczne. Ze względu na relatywnie małą liczebność grup (charakterystyczną dla sportu wyczynowego) oraz dużą liczbę porównywanych zmiennych, w analizach nie stosowano rygorystycznych korekt wielokrotnych porównań (np. poprawki Bonferroniego). Wybór ten podyktowany był dążeniem do minimalizacji ryzyka błędu II rodzaju, czyli przeoczenia potencjalnie istotnych różnic o znaczeniu praktycznym dla treningu sportowego. Aby zniwelować ryzyko inflacji błędu I rodzaju, w pracy konsekwentnie raportowano wielkość efektu ( $d$  Cohena), co umożliwia precyzyjną ocenę realnego wpływu interwencji M-AOP niezależnie od poziomu istotności  $p$ .

## 7. Podsumowanie

Głównym celem niniejszej dysertacji była ocena wpływu M-AOP (100% AOP), na prędkość sztangi, zmienne mechaniczne testu CMJ oraz właściwości biomechaniczne mięśni szkieletowych. Uzyskane wyniki wskazują, że metoda M-AOP prowadzi do zwiększenia prędkości sztangi (MV, PV), jednak charakter oraz skala tego efektu są ściśle warunkowane konfiguracją zmiennych protokołu okluzji. W toku badań ustalono, że metoda M-AOP przy zastosowaniu ciśnienia ucisku opaski wynoszącego 100% AOP, czasie trwania okluzji tętniczej wynoszącym 3 minuty oraz reperfuzji trwającej od 1 do 1.5 minuty (co odpowiada stosunkowi czasu trwania okluzji do reperfuzji równemu od 3:1 do 2:1), pozwala na uzyskanie istotnego wzrostu prędkości sztangi podczas ćwiczenia oporowego, bez względu na jego rodzaj oraz schemat zastosowanych serii. Jednocześnie nie odnotowano istotnych zmian wskaźników mechanicznych testu CMJ oraz wskaźnikach miotonometrycznych (T i S) w następstwie stosowania M-AOP w porównaniu z warunkiem kontrolnym. Wyniki te sugerują, że metoda ta może być stosowana w treningu siły i mocy mięśniowej, nie generując dodatkowych kosztów fizjologicznych związanych ze zmęczeniem neuromięśniowym.

Kluczowym aspektem poznawczym dysertacji jest wykazanie dynamicznej natury AOP. Wartość AOP100 zmieniała się istotnie w kolejnych cyklach, osiągając różnice rzędu ~70 mmHg. Odkrycie to dowodzi, że powszechnie stosowane, jednorazowe wyznaczenie AOP100 jest niewystarczające dla zachowania rygoru metodologicznego. Zidentyfikowana zmienność AOP może stanowić kluczowe wyjaśnienie rozbieżności raportowanych w dotychczasowej literaturze przedmiotu. Uzyskane wyniki znacząco poszerzają aktualny stan wiedzy, stanowiąc fundament dla stworzenia precyzyjnych i standaryzowanych procedur metodycznych. Niniejsza dysertacja dostarcza konkretnych rozwiązań aplikacyjnych, które umożliwiają bezpieczne i skuteczne włączenie M-AOP do profesjonalnego procesu przygotowania motorycznego, otwierając drogę do jego powszechnego wykorzystania jako zaawansowanego narzędzia treningowego.

## 8. Wnioski

W wyniku realizacji poszczególnych etapów niniejszego eksperymentu, a także analizy uzyskanych wyników, sformułowano następujące wnioski:

1. Zastosowanie międzywysiłkowej okluzji tętniczej istotnie wpływa na kierunek oraz wielkość zmian prędkości sztangi podczas przysiadów, prowadząc do jej istotnego zwiększenia.
2. Charakter układu serii (stałe vs. zmienne obciążenie zewnętrzne) nie różnicuje istotnie kierunku oraz wielkości zmian prędkości sztangi w następstwie zastosowania międzywysiłkowej okluzji tętniczej podczas przysiadów.
3. Rodzaj ćwiczenia oporowego (przysiad ze sztangą vs. wyciskanie sztangi leżąc na ławce poziomej) nie różnicuje istotnie kierunku oraz wielkości zmian prędkości sztangi w następstwie zastosowania międzywysiłkowej okluzji tętniczej.
4. Międzywysiłkowa okluzja tętnicza oraz charakter układu serii (stałe vs. zmienne obciążenie zewnętrzne) nie wpływają istotnie na kierunek oraz wielkość zmian wskaźników mechanicznych testu wysoku pionowego z zamachem ani na właściwości biomechaniczne mięśnia obszernego bocznego (*m. vastus lateralis*).
5. Rodzaj ćwiczenia oporowego (przysiad ze sztangą vs. wyciskanie sztangi leżąc na ławce poziomej) nie różnicuje istotnie kierunku oraz wielkości zmian właściwości biomechanicznych mięśnia obszernego bocznego (*m. vastus lateralis*) oraz głowy długiej mięśnia trójgłowego ramienia (*m. triceps brachii caput longum*) w następstwie zastosowania międzywysiłkowej okluzji tętniczej.

## Streszczenie

**Cel badań:** Celem pracy była analiza wpływu metody międzywysiłkowej okluzji tętniczej (M-AOP) na zmienne mechaniczne ćwiczeń oporowych i testu wyskoku pionowego z zamachem (CMJ) oraz właściwości biomechaniczne mięśni szkieletowych w zróżnicowanych protokołach treningowych, z uwzględnieniem zmian wartości ciśnienia ucisku opaski, które powoduje całkowite zamknięcie przepływu krwi (AOP) w kolejnych cyklach M-AOP.

**Metody:** Etap I-II: 6 zawodników wchodzących w skład Kadry Narodowej w kombinacji norweskiej (etap I) oraz 12 zawodników wchodzących w skład Kadry Narodowej w skokach narciarskich i kombinacji norweskiej (etap II) wzięło udział w 2 sesjach eksperymentalnych: warunek kontrolny bez zastosowania M-AOP (CONT), warunek eksperymentalny z zastosowaniem M-AOP (MBFR). Protokół badawczy obejmował 3 serie po 2 powtórzenia przysiadów ze sztangą z obciążeniem zewnętrznym równym odpowiednio: 60%, 70% oraz 80% 1RM oraz przerwą wypoczynkową wynoszącą 6 minut. Przed 1 serią zasadniczą oraz podczas przerw wypoczynkowych w MBFR stosowano M-AOP (100% AOP; 4.5 min okluzji; 0.5 min reperfuzji; 1 min aplikacji opasek – etap I; 100% AOP; 3 min okluzji; 1.5 min reperfuzji; 1.5 min aplikacji opasek – etap II), w CONT nie stosowano M-AOP. Przeprowadzono test CMJ na platformie dynamometrycznej w 2 punktach czasowych oraz badanie właściwości biomechanicznych mięśnia obszernego bocznego w 5 punktach czasowych.

Etap III-IV: 12 zdrowych, aktywnych fizycznie mężczyzn wzięło udział w 2 sesjach eksperymentalnych: CONT i MBFR. Protokół badawczy obejmował 5 serii po 2 powtórzenia przysiadów ze sztangą z obciążeniem zewnętrznym równym 70% 1RM ruchu oraz przerwą wypoczynkową wynoszącą 5.5 minuty. Przed 1 serią zasadniczą oraz podczas przerw wypoczynkowych w MBFR stosowano M-AOP (100% AOP; 3 min okluzji; 1 min reperfuzji; 1.5 min aplikacji opasek), w CONT nie stosowano M-AOP. Przeprowadzono test CMJ na platformie dynamometrycznej w 2 punktach czasowych (etap III) oraz badanie właściwości biomechanicznych mięśnia obszernego bocznego (etap III) oraz głowy długiej mięśnia trójgłowego ramienia (etap IV) w 5 punktach czasowych.

**Wyniki:** W etapach I-II dwuczynnikowa ANOVA dla wartości MV oraz PV nie wykazała istotnie statystycznych różnic dla wyniku analizy interakcji [2 grupy (CONT vs. MBFR)  $\times$  3 serie]. W etapie II wykazano istotny wpływ dla efektu głównego „grupy”. Wyniki

testu *post hoc* Tukeya dla efektu „grupy” wykazały istotnie wyższe wartości MV oraz PV dla grupy MBFR w porównaniu do grupy CONT (0.96 vs. 0.93 m/s;  $p < 0.001$ ;  $d = 0.07$ –0.40 oraz 1.78 vs. 1.72 m/s;  $p < 0.001$ ;  $d = 0.26$ –0.44; odpowiednio).

W etapach III-IV dwuczynnikowa ANOVA dla wartości MV oraz PV nie wykazała istotnie statystycznych różnic dla wyniku analizy interakcji [2 grupy (CONT vs. MBFR)  $\times$  5 serii], jednak wykazano istotny wpływ efektu głównego „grupy”. W etapie III wyniki testu *post hoc* Tukeya dla efektu „grupy” wykazały istotnie wyższe wartości MV oraz PV dla grupy MBFR w porównaniu do grupy CONT (0.66 vs. 0.61 m/s;  $p < 0.001$ ;  $d = 0.44$ –0.80 oraz 1.24 vs. 1.15 m/s;  $p < 0.001$ ;  $d = 0.40$ –0.81; odpowiednio). W etapie IV wyniki testu *post hoc* Tukeya dla efektu „grupy” wykazały istotnie wyższe wartości MV oraz PV dla grupy MBFR w porównaniu do grupy CONT (0.58 vs. 0.54 m/s;  $p = 0.01$ ;  $d = 0.19$ –0.45 oraz 0.74 vs. 0.68 m/s;  $p < 0.001$ ;  $d = 0.30$ –0.50; odpowiednio).

W etapach I-IV trzyczynnikowa ANOVA dla wartości T (częstotliwość oscylacji [Hz]) oraz S (sztywność dynamiczna [N/m]) nie wykazała istotnie statystycznych różnic dla wyniku analizy multi-interakcji [2 grupy (CONT vs. MBFR)  $\times$  2 kończyny (lewa vs. prawa)  $\times$  5 punktów czasowych].

W etapach I-III trzyczynnikowa ANOVA dla wartości CMJ<sub>RPP</sub>, CMJ<sub>PV</sub>, CMJ<sub>H</sub> oraz CMJ<sub>PF</sub> nie wykazała istotnie statystycznych różnic dla wyniku analizy multi-interakcji [2 grupy (CONT vs. MBFR)  $\times$  2 punkty czasowe  $\times$  2 próby].

**Wnioski:** Zastosowanie M-AOP z wartością ciśnienia ucisku opaski równą 100% AOP podczas ćwiczeń oporowych istotnie zwiększa możliwości wysiłkowe wyrażone przez wzrost MV oraz PV. Efektywność metody zależy od precyzyjnego doboru stosunku czasu okluzji do reperfuzji (optymalnie 2:1–3:1). Ze względu na wysoką reaktywność naczyniową i wzrost progu AOP w kolejnych seriach, niezbędna jest bieżąca re-kalibracja ciśnienia mankietu w celu zachowania pełnego rygoru metodologicznego i optymalizacji bodźca treningowego.

**Słowa kluczowe:** trening oporowy, siła mięśniowa, moc mięśniowa, lokalna hipoksja, zamknięcie przepływu krwi

## Summary

**Aim of the study:** The primary aim of the study was to analyze the impact of the inter-set arterial occlusion protocol (M-AOP) with a cuff pressure equal to 100% Arterial Occlusion Pressure (AOP) on the mechanical variables of resistance exercises and the Countermovement Jump (CMJ) test, as well as the biomechanical properties of skeletal muscle tissues across diverse training protocols, while considering changes in AOP values during subsequent M-AOP cycles.

### Methods:

Phases I-II: 6 athletes from the National Team in Nordic Combined (phase I) and 12 athletes from the National Team in Ski Jumping and Nordic Combined (phase II) participated in 2 experimental sessions: a control condition without M-AOP (CONT) and an experimental condition with M-AOP (MBFR). The protocol consisted of 3 sets of 2 repetitions of barbell squats with 60%, 70%, and 80% 1RM, with a 6 minute rest interval. Before the 1 set and during rest intervals in MBFR condition M-AOP (100% AOP; 4.5 min occlusion; 0.5 min reperfusion; 1 min cuff application – phase I; 100% AOP; 3 min occlusion; 1.5 min reperfusion; 1.5 min cuff application – phase II) was applied. In the CONT condition M-AOP was not applied. CMJ performance and biomechanical properties of the *vastus lateralis* muscle were assessed at multiple time points.

Phases III-IV: 12 healthy, physically active men participated in 2 experimental sessions: CONT and MBFR. The research protocol consisted of 5 sets of 2 repetitions of barbell squats with 70% 1RM, with a 5.5-minute rest interval. Before the 1 set and during rest intervals in the MBFR condition M-AOP (100% AOP; 3 min occlusion; 1 min reperfusion; 1.5 min cuff application) was applied. In CONT condition M-AOP was not applied. Assessments included CMJ performance (Phase III) and biomechanical properties of the *vastus lateralis* (Phase III) and the long head of the *triceps brachii* (Phase IV).

### Results:

In phases I–II, the two-way ANOVA for MV and PV values did not reveal any statistically significant differences for the interaction effect [2 groups (CONT vs. MBFR)  $\times$  3 sets]. In phase II, a significant main effect of “group” was observed. *Post hoc* Tukey’s test for the “group” effect showed significantly higher MV and PV values in the MBFR group

compared to the CONT group (0.96 vs. 0.93 m/s;  $p < 0.001$ ;  $d = 0.07$ – $0.40$  and  $1.78$  vs.  $1.72$  m/s;  $p < 0.001$ ;  $d = 0.26$ – $0.44$ ; respectively).

In phases III–IV, the two-way ANOVA for MV and PV values did not reveal any statistically significant differences for the interaction effect [2 groups (CONT vs. MBFR)  $\times$  5 sets]; however, a significant main effect of “group” was observed. In phase III, Tukey’s *post hoc* test for the “group” effect showed significantly higher MV and PV values in the MBFR group compared to the CONT group (0.66 vs. 0.61 m/s;  $p < 0.001$ ;  $d = 0.44$ – $0.80$  and  $1.24$  vs.  $1.15$  m/s;  $p < 0.001$ ;  $d = 0.40$ – $0.81$ ; respectively). In phase IV, Tukey’s *post hoc* test for the “group” effect revealed significantly higher MV and PV values in the MBFR group compared to the CONT group (0.58 vs. 0.54 m/s;  $p = 0.01$ ;  $d = 0.19$ – $0.45$  oraz  $0.74$  vs.  $0.68$  m/s;  $p < 0.001$ ;  $d = 0.30$ – $0.50$ ; respectively).

Across phases I–IV, the three-way ANOVA for T (oscillation frequency [Hz]) and S (dynamic stiffness [N/m]) values did not show any statistically significant differences for the multi-interaction effect [2 groups (CONT vs. MBFR)  $\times$  2 limbs (left vs. right)  $\times$  5 time points].

Across phases I–III, the three-way ANOVA for CMJ<sub>RPP</sub>, CMJ<sub>PV</sub>, CMJ<sub>H</sub> oraz CMJ<sub>PF</sub> values did not reveal any statistically significant differences for the multi-interaction effect [2 groups (CONT vs. MBFR)  $\times$  2 time points  $\times$  2 trials].

**Conclusions:** The application of M-AOP with a cuff pressure equal to 100% AOP during resistance exercises significantly increases exercise performance, as evidenced by the increase in MV and PV. The effectiveness of this method depends on the precise selection of the occlusion-to-reperfusion time ratio (optimally 2:1–3:1). Due to high vascular reactivity and the increase in the AOP threshold in subsequent sets, continuous re-calibration of the cuff pressure is essential to maintain methodological rigor and to maximize the training stimulus.

**Keywords:** resistance training, muscle strength, muscle power, local hypoxia, blood flow occlusion

## Bibliografia

1. Aird, L., Talbot, C., Richardson, J., & Graham-Smith, P. (2012). The use of a non-invasive device to measure muscle stiffness and its suitability for clinical use. *Physiotherapy*, 98 (2), 174–179. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2011.02.008>
2. Amann, M., & Calbet, J. A. L. (2008). Convective oxygen transport and fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 104 (3), 861–870. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01008.2007>
3. Andreas, M., Schmid, A. I., Keilani, M., Doberer, D., Bartko, J., Crevenna, R., Moser, E., & Wolzt, M. (2011). Effect of ischemic preconditioning in skeletal muscle measured by functional magnetic resonance imaging and spectroscopy: A randomized crossover trial. *Journal of cardiovascular magnetic resonance : official journal of the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance*, 13 (1), 32.
4. Arriel, R. A., de Souza, H. L. R., da Mota, G. R., & Marocolo, M. (2018). Declines in exercise performance are prevented 24 hours after post-exercise ischemic conditioning in amateur cyclists. *PLoS ONE*, 13 (11), e0207053. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0207053>
5. Arriel, R. A., Rodrigues, J. F., Souza, H. L. R., Meireles, A., Leitão, L. F. M., Crisafulli, A., & Marocolo, M. (2020). Ischemia-reperfusion intervention: From enhancements in exercise performance to accelerated performance recovery—a systematic review and meta-analysis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17 (21), 8161. <https://doi.org/10.3390/ijerph17218161>
6. Bailey, T. G., Birk, G. K., Cable, N. T., Atkinson, G., Green, D. J., Jones, H., & Thijssen, D. H. (2012). Remote ischemic preconditioning prevents reduction in brachial artery flow-mediated dilation after strenuous exercise. *American journal of physiology. Heart and circulatory physiology*, 303 (5), H533–H538.
7. Banyard, H. G., Nosaka, K., Sato, K., & Haff, G. G. (2017). Validity of various methods for determining velocity, force, and power in the back squat. *International journal of sports physiology and performance*, 12 (9), 1170–1176. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0627>

8. Barbalho, M., Rocha, A. C., Seus, T. L., Raiol, R., Del Vecchio, F. B., & Coswig, V. S. (2019). Addition of blood flow restriction to passive mobilization reduces the rate of muscle wasting in elderly patients in the intensive care unit: A within-patient randomized trial. *Clinical Rehabilitation*, 33 (2), 233–240. <https://doi.org/10.1177/0269215518801440>
9. Barnett, B. E., Dankel, S. J., Counts, B. R., Nooe, A. L., Abe, T., & Loenneke, J. P. (2016). Blood flow occlusion pressure at rest and immediately after a bout of low load exercise. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 36 (6), 436–440. <https://doi.org/10.1111/cpf.12246>
10. Bassareo, P. P., & Crisafulli, A. (2020). Gender differences in hemodynamic regulation and cardiovascular adaptations to exercise. *Frontiers in Physiology*, 11, 567. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.00567>
11. Bayrak, A. (2025). Creatine kinase correlation with muscle stiffness and elasticity: A simplified methodology for fatigue monitoring in athletes. *Physiotherapy Practice and Research*. <https://doi.org/10.1177/22130683251360887>
12. Beaven, C. M., Cook, C. J., Kilduff, L., Drawer, S., & Gill, N. (2012). Intermittent lower-limb occlusion enhances recovery after strenuous exercise. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 37 (6), 1132–1139. <https://doi.org/10.1139/H2012-101>
13. Bichowska-Paweska, M., Fostiak, K., Gawel, D., Trybulski, R., Alexe, D. I., Szura, E., & Wilk, M. (2025). The acute effect of blood flow restriction or ischemia on countermovement jump performance. *Journal of Human Sport and Exercise*, 20 (2), 658–670. <https://doi.org/10.55860/1wmw9h79>
14. Bird, S. P., Tarpinning, K. M., & Marino, F. E. (2005). Designing resistance training programmes to enhance muscular fitness: A review of the acute programme variables. *Sports Medicine*, 35 (10), 841–851. <https://doi.org/10.2165/00007256-200535100-00002>
15. Blazeovich, A. J., & Babault, N. (2019). Post-activation potentiation versus post-activation performance enhancement in humans: Historical perspective, underlying mechanisms, and current issues. *Frontiers in Physiology*, 10 , 1359. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.01359>

16. Caru, M., Levesque, A., Lalonde, F., & Curnier, D. (2019). An overview of ischemic preconditioning in exercise performance: A systematic review. *Journal of sport and health science*, 8 (4), 355–369.
17. Carvalho, L., & Barroso, R. (2019). Ischemic preconditioning improves strength endurance performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33 (12), 3332–3337. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002846>
18. Caterisano, A., Moss, R. F., Pellingier, T. K., Woodruff, 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.
19. Ce, E., Longo, S., Limonta, E., Coratella, G., Rampichini, S., & Esposito, F. (2020). Peripheral fatigue: New mechanistic insights from recent technologies. *European Journal of Applied Physiology*, 120 (1), 17–39. <https://doi.org/10.1007/s00421-019-04264-w>
20. Centner, C., Wiegel, P., Gollhofer, A., & König, D. (2019). Effects of blood flow restriction training on muscular strength and hypertrophy in older individuals: A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, 49 (1), 95–108. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0994-1>
21. Cherouveim, E. D., Miliotis, P. G., Dipla, K., Koskolou, M. D., Vrabas, I. S., & Geladas, N. D. (2021). The effect of muscle blood flow restriction on hemodynamics, cerebral oxygenation and activation at rest. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 46 (10), 1216–1224. <https://doi.org/10.1139/apnm-2020-1082>
22. Chuang, L. L., Lin, K. C., Wu, C. Y., Chang, C. W., Chen, H. C., Yin, H. P., & Wang, L. (2013). Relative and absolute reliabilities of the myotonometric measurements of hemiparetic arms in patients with stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94 (3), 459–466. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2012.08.212>
23. Clarkson, M. J., Conway, L., & Warmington, S. A. (2017). Blood flow restriction walking and physical function in older adults: A randomized control trial. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20 (12), 1041–1046. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.04.012>

24. Cohen, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (Electronic). Burlington, MA: Elsevier Science (2013).
25. Collings, T. J., Lima, Y. L., Dutailis, B., & Bourne, M. N. (2024). Concurrent validity and test-retest reliability of VALD forcedecks' strength, balance, and movement assessment tests. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 27 (8), 572–580. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2024.04.014>
26. Cormie, P., McGuigan, M. R., & Newton, R. U. (2011). Developing maximal neuromuscular power: Part 2—training considerations for improving maximal power production. *Sports Medicine*, 41 (2), 125–146. <https://doi.org/10.2165/11538540-000000000-00000>
27. Cornejo-Daza, P. J., Sánchez-Valdepeñas, J., Rodiles-Guerrero, L., Páez-Maldonado, J. A., Ara, I., León-Prados, J. A., Alegre, L. M., Pareja-Blanco, F., & Alcazar, J. (2024). Vastus lateralis muscle size is differently associated with the different regions of the squat force-velocity and load-velocity relationships, rate of force development, and physical performance in young men. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 38 (3), 450–458. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000004654>
28. Crenshaw, A. G., Hargens, A. R., Gershuni, D. H., & Rydevik, B. (1988). Wide tourniquet cuffs more effective at lower inflation pressures. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 59 , 447–451. <https://doi.org/10.3109/17453678809149401>
29. Cristina-Oliveira, M., Meireles, K., Spranger, M. D., O'Leary, D. S., Roschel, H., & Peçanha, T. (2020). Clinical safety of blood flow-restricted training? A comprehensive review of altered muscle metaboreflex in cardiovascular disease during ischemic exercise. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 318 (1), H90–H109. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.00468.2019>
30. Cronin, J. B., McNair, P. J., & Marshall, R. N. (2003). Force-velocity analysis of strength-training techniques and load: Implications for training strategy and research. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 17 (1), 148–155.
31. Crossley, K. W., Porter, D. A., Ellsworth, J., Caldwell, T., Feland, J. B., Mitchell, U., Johnson, A. W., Egget, D., & Gifford, J. R. (2020). Effect of cuff pressure on blood flow during blood flow-restricted rest and exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 52 (3), 746–753. <https://doi.org/10.1249/MSS.00000000000002156>

32. Cuthbert, M., Haff, G. G., Arent, S. M., Ripley, N., McMahon, J. J., Evans, M., & Comfort, P. (2021). Effects of variations in resistance training frequency on strength development in well-trained populations and implications for in-season athlete training: A systematic review and meta-analysis. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 51 (9), 1967–1982.
33. Daab, W., Bouzid, M. A., Lajri, M., Bouchiba, M., & Rebai, H. (2021). Brief cycles of lower-limb occlusion accelerate recovery kinetics in soccer players. *The Physician and Sportsmedicine*, 49 (2), 143–150. <https://doi.org/10.1080/00913847.2020.1785260>
34. de Freitas, M. C., Gerosa-Neto, J., Zanchi, N. E., Lira, F. S., & Rossi, F. E. (2017). Role of metabolic stress for enhancing muscle adaptations: Practical applications. *World Journal of Methodology*, 7 (2), 46–54. <https://doi.org/10.5662/wjm.v7.i2.46>
35. de Queiros, V. S., Rolnick, N., Wilde, P., de Melo, A., Cabral, B. G., & Dantas, P. M. (2023). Measuring arterial occlusion pressure for training with blood flow restriction: A scoping review and recommendations for measurement. *Sport Sciences for Health*, 1, –14. <https://doi.org/10.1007/s11332-023-01135-y>
36. de Queiros, V. S., Rolnick, N., Wilde, P., de Melo, A., Cabral, B. G., & Dantas, P. M. (2021). Myoelectric activity and fatigue in low-load resistance exercise with different pressure of blood flow restriction: A systematic review and meta-analysis. *Frontiers in Physiology*, 12 , 786752. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.786752>
37. de Ruiter, C. J., Goudsmit, J. F., Van Tricht, J. A., & de Haan, A. (2007). The isometric torque at which knee-extensor muscle reoxygenation stops. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39 (3), 443–453. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31802dd3cc>
38. Early, K. S., Rockhill, M., Bryan, A., Tyo, B., Buuck, D., & McGinty, J. (2020). Effect of blood flow restriction training on muscular performance, pain and vascular function. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 15 (6), 892–900. <https://doi.org/10.26603/ijsp20200892>
39. Enko, K., Nakamura, K., Yunoki, K., Miyoshi, T., Akagi, S., Yoshida, M., Toh, N., Sangawa, M., Nishii, N., Nagase, S., Kohno, K., Morita, H., Kusano, K. F., & Ito, H. (2011). Intermittent arm ischemia induces vasodilatation of the contralateral upper limb. *The journal of physiological sciences : JPS*, 61 (6), 507–513.

40. Fatela, P., Nosaka, K., Pascoal, A. G., Mendonca, G. V., & Vaz, J. R. (2019). Muscle activation of the biceps brachii during a single set of blood flow restriction exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(8), 2180–2187. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002137>
41. Filip-Stachnik, A., Krzysztofik, M., Kaszuba, M., Leznicka, K., Kostrzewa, M., Del Coso, J., & Wilk, M. (2021). Effects of acute caffeine intake on power output and movement velocity during a multiple-set bench press exercise among mild caffeine users. *Journal of Human Kinetics*, 78 , 219–228. <https://doi.org/10.2478/hukin-2021-0023>
42. Fridén, J., Sfakianos, P. N., & Hargens, A. R. (1986). Muscle soreness and intramuscular fluid pressure: Comparison between eccentric and concentric load. *Journal of Applied Physiology*, 61 (6), 2175–2179. <https://doi.org/10.1152/jappl.1986.61.6.2175>
43. Fujita, T., Brechue, W., Kurita, K., Sato, Y., & Abe, T. (2008). Increased muscle volume and strength following six days of low-intensity resistance training with restricted muscle blood flow. *International Journal of KAATSU Training Research*, 4 , 1–8. <https://doi.org/10.3806/ijktr.4.1>
44. Gawel, D., Jarosz, J., Matykiewicz, P., Kaszuba, M., & Trybulski, R. (2021). Acute impact of blood flow restriction during resistance exercise—review. *Trends in Sport Sciences*, 28 , 83–92. <https://doi.org/10.23829/TSS.2021.28.1-10>
45. Gawel, D., Jarosz, J., Trybulski, R., Krzysztofik, M., Makar, P., Vieira, J. G., Trybek, G., & Wilk, M. (2024). Effects of different ischemic pressures on bar velocity during the bench press exercise: A randomized crossover trial. *Biology of Sport*, 41 (3), 89–96. <https://doi.org/10.5114/biolSport.2024.133004>
46. Gawel, D., Trybulski, R., Bichowska-Paweska, M., Jarosz, J., Kostrzewa, M., & Wilk, M. (2025). Acute impact of different reperfusion duration following blood flow restriction on bar velocity during the bench press exercise. *Journal of Human Kinetics*, 97 , 141–155. <https://doi.org/10.5114/jhk/194471>
47. Gepfert, M., Jarosz, J., Wojdala, G., Krzysztofik, M., Campos, Y., Filip-Stachnik, A., Kostrzewa, M., Gawel, D., Szkudlarek, A., Godlewski, P., Stastny, P., & Wilk, M. (2021). Acute impact of blood flow restriction on strength-endurance performance

- during the bench press exercise. *Biology of Sport*, 38 (4), 653–658. <https://doi.org/10.5114/biolsport.2021.103726>
48. Gepfert, M., Krzysztofik, M., Kostrzewa, M., Jarosz, J., Trybulski, R., Zajac, A., & Wilk, M. (2020). The acute impact of external compression on back squat performance in competitive athletes. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17 (13), 4674.
  49. Ghosh, S., Standen, N. B., & Galiñanes, M. (2000). Preconditioning the human myocardium by simulated ischemia: Studies on the early and delayed protection. *Cardiovascular Research*, 45 (2), 339–350. [https://doi.org/10.1016/S0008-6363\(99\)00345-3](https://doi.org/10.1016/S0008-6363(99)00345-3)
  50. Golas, A., Maszczyk, A., Pietraszewski, P., Wilk, M., Stastny, P., Stronska, K., Studencki, M., & Zajac, A. (2018). Muscular activity patterns of female and male athletes during the flat bench press. *Biology of Sport*, 35 (2), 175–179. <https://doi.org/10.5114/biolsport.2018.74193>
  51. Gossen, E. R., & Sale, D. G. (2000). Effect of postactivation potentiation on dynamic knee extension performance. *European Journal of Applied Physiology*, 83 (6), 524–530. <https://doi.org/10.1007/s004210000242>
  52. Grgic, J., Lazinica, B., Schoenfeld, B. J., & Pedisic, Z. (2020). Test–retest reliability of the one-repetition maximum (1RM) strength assessment: a systematic review. *Sports Medicine - Open*, 6 (1), 1–16. <https://doi.org/10.1186/s40798-020-00251-0>
  53. Grgic, J., Schoenfeld, B. J., Skrepnik, M., Davies, T. B., & Mikulic, P. (2018). Effects of rest interval duration in resistance training on measures of muscular strength: A systematic review. *Sports Medicine*, 48 (1), 137–151. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0788-x>
  54. Gundermann, D. M., Walker, D. K., Reidy, P. T., Borack, M. S., Dickinson, J. M., Volpi, E., & Rasmussen, B. B. (2012). Reactive hyperemia is not responsible for stimulated muscle protein synthesis following blood flow restriction. *Journal of Applied Physiology*, 112 (9), 1520–1528. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.01213.2011>
  55. Hasegawa, T., Muratomi, K., Furuhashi, Y., Mizushima, J., & Maemura, H. (2024). Effects of high-intensity sprint exercise on neuromuscular function in sprinters: The

countermovement jump as a fatigue assessment tool. *PeerJ*, 12 , e17443.  
<https://doi.org/10.7717/peerj.17443>

56. Hedt, C., McCulloch, P. C., Harris, J. D., & Lambert, B. S. (2022). Blood flow restriction enhances rehabilitation and return to sport: The paradox of proximal performance. *Arthroscopy, Sports Medicine, and Rehabilitation*, 4 (1), e51–e63.  
<https://doi.org/10.1016/j.asmr.2021.09.024>
57. Helbin, J., Gawel, D., Terbalyan, A., Wilk, M., Krzysztofik, M., Lum, D., & Jarosz, J. (2025). Acute effects of isometric contraction distribution on jump performance in volleyball players. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 10(3), 343.  
<https://doi.org/10.3390/jfmk10030343>
58. Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10 (5), 361–374. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4)
59. Hornikel, B., Saffold, K. S., Mota, J. A., Esco, M. R., Fedewa, M. V., Wind, S. A., & Winchester, L. J. (2023). Acute blood flow responses to varying blood flow restriction pressures in the lower limb. *International Journal of Exercise Science*, 16 (2), 118–128.
60. Hughes, L., Jeffries, O., Waldron, M., Rosenblatt, B., Gissane, C., Paton, B., & Patterson, S. D. (2018). Influence and reliability of lower-limb arterial occlusion pressure at different body positions. *PeerJ*, 6 , e4697.  
<https://doi.org/10.7717/peerj.4697>
61. Hughes, L., Paton, B., Rosenblatt, B., Gissane, C., & Patterson, S. D. (2021). Blood flow restriction training in clinical musculoskeletal rehabilitation: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 51(13), 1003–1011.  
<https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-097071>
62. Husmann, F., Mittlmeier, T., Bruhn, S., Zschorlich, V., & Behrens, M. (2018). Impact of blood flow restriction exercise on muscle fatigue development and recovery. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 50 (3), 436–446.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001475>

63. Iversen, V. M., Norum, M., Schoenfeld, B. J., & Fimland, M. S. (2021). No time to lift? Designing time-efficient training programs for strength and hypertrophy: A narrative review. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 51 (10), 2079–2095.
64. Jarosz, J., Gawel, D., Krzysztofik, M., Zając, A., Tsoukos, A., Bogdanis, G. C., & Wilk, M. (2023). Effects of blood flow restriction on mechanical properties of the rectus femoris muscle at rest. *Frontiers in physiology*, 14 , 1244376.
65. Jarosz, J., Trybulski, R., Krzysztofik, M., Tsoukos, A., Filip-Stachnik, A., Zajac, A., Bogdanis, G. C., & Wilk, M. (2021). The effects of ischemia during rest intervals on bar velocity in the bench press exercise with different external loads. *Frontiers in physiology*, 12 , 715096.
66. Jessee, M. B., Buckner, S. L., Dankel, S. J., Counts, B. R., Abe, T., & Loenneke, J. P. (2016). The influence of cuff width, sex, and race on arterial occlusion: Implications for blood flow restriction research. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 46 (6), 913–921. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0473-5>
67. Jessee, M. B., Mattocks, K. T., Buckner, S. L., Dankel, S. J., Mouser, J. G., Abe, T., & Loenneke, J. P. (2018). Mechanisms of blood flow restriction: The new testament. *Techniques in Orthopaedics*, 33 (2), 72–79. <https://doi.org/10.1097/BTO.0000000000000252>
68. Karabulut, M., Cramer, J. T., Abe, T., Sato, Y., & Bemben, M. G. (2010). Neuromuscular fatigue following low-intensity dynamic exercise with externally applied vascular restriction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20 (3), 440–447. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.10.006>
69. Karanasios, S., Koutri, C., Moutzouri, M., Xergia, S. A., Sakellari, V., & Gioftsos, G. (2022). The effect of body position and the reliability of upper limb arterial occlusion pressure using a handheld doppler ultrasound for blood flow restriction training. *Sports Health*, 14 (5), 717–724. <https://doi.org/10.1177/19417381211043877>
70. Kelly, J. P., Koppenhaver, S. L., Michener, L. A., Proulx, L., Bisagni, F., & Cleland, J. A. (2018). Characterization of tissue stiffness of the infraspinatus, erector spinae, and gastrocnemius muscle using ultrasound shear wave elastography and superficial mechanical deformation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 38 , 73–80. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.11.001>

71. Kimura, M., Ueda, K., Goto, C., Jitsuiki, D., Nishioka, K., Umemura, T., & Higashi, Y. (2007). Repetition of ischemic preconditioning augments endothelium-dependent vasodilation in humans: Role of endothelium-derived nitric oxide and endothelial progenitor cells. *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology*, 27 (6), 1403–1410. <https://doi.org/10.1161/ATVBAHA.107.145521>
72. Klich, S., Ficek, K., Krymski, I., Klimek, A., Kawczyński, A., Madeleine, P., & Fernández-de-Las-Peñas, C. (2020). Quadriceps and patellar tendon thickness and stiffness in elite track cyclists: An ultrasonographic and myotonometric evaluation. *Frontiers in Physiology*, 11 , 607208. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.607208>
73. Korakakis, V., Whiteley, R., & Epameinontidis, K. (2021). The acute effects of blood flow restriction exercise on pain sensitivity: a systematic review. *Frontiers in Physiology*, 12, 664430. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.664430>
74. Krzysztofik, M., Jarosz, J., Matykiewicz, P., Wilk, M., Bialas, M., Zajac, A., & Golas, A. (2021). A comparison of muscle activity of the dominant and non-dominant side of the body during low versus high loaded bench press exercise performed to muscular failure. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 56 , 102513.
75. Krzysztofik, M., Wilk, M., Kolinger, D., Pisz, A., Świtała, K., Petruzela, J., & Stastny, P. (2023). Acute effects of supra- And high-loaded front squats on mechanical properties of lower-limb muscles. *Sports*, 11 (8), 148. <https://doi.org/10.3390/sports11080148>
76. Krzysztofik, M., Zygałło, D., Trybek, P., Jarosz, J., Zając, A., Rolnick, N., & Wilk, M. (2022). Resistance training with blood flow restriction and ocular health: A brief review. *Journal of Clinical Medicine*, 11 (16), 4881. <https://doi.org/10.3390/jcm11164881>
77. Larkin, K. A., Macneil, R. G., Dirth, M., Pass, K. A., Gorman, N. W., & Myhal, M. (2012). Blood flow restriction enhances post-resistance exercise angiogenic gene expression. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44 (11), 2077–2083. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182625928>
78. Laurent, S., Cockcroft, J., Van Bortel, L., Boutouyrie, P., Giannattasio, C., Hayoz, D., Pannier, B., Vlachopoulos, C., Wilkinson, I., & Struijker-Boudier, H. (2006). Expert

consensus document on arterial stiffness: Methodological issues and clinical applications. *European Heart Journal*, 27 (21), 2588–2605. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehl254>

79. Laurentino, G. C., Ugrinowitsch, C., Roschel, H., Aoki, M. S., Soares, A. G., Neves, M. Jr., Aihara, A. Y., Fernandes, A., & Tricoli, V. (2012). Strength training with blood flow restriction diminishes myostatin gene expression. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44 (3), 406–412. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182308f1c>
80. Lawson, C., & Downey, J. (1993). Preconditioning: State of the art myocardial protection. *Cardiovascular Research*, 27 , 542–550. <https://doi.org/10.1093/cvr/27.4.542>
81. Leszczynski, S., Gleadhill, S., & Bennett, H. (2024). The effect of individualised post-exercise blood flow restriction on recovery following strenuous resistance exercise: A randomised controlled trial. *Journal of Sports Sciences*, 42 (12), 1090–1098. <https://doi.org/10.1080/02640414.2024.2383073>
82. Lettner, J., Graventein, L., Hakam, H. T., Ramadanov, N., Becker, R., & Prill, R. (2024). Assessment of muscle stiffness using the myotonpro: Effects of fatigue on vastus lateralis and medialis muscles. *Journal of Personalized Medicine*, 14 (3), 301. <https://doi.org/10.3390/jpm14030301>
83. Li, D. Y., Shi, X. J., Li, W., Sun, X. D., & Wang, G. Y. (2016). Ischemic preconditioning and remote ischemic preconditioning provide combined protective effect against ischemia/reperfusion injury. *Life Sciences*, 150 , 76–80. <https://doi.org/10.1016/j.lfs.2016.02.003>
84. Liu, G. S., Thornton, J., Van Winkle, D. M., Stanley, A. W., Olsson, R. A., & Downey, J. M. (1991). Protection against infarction afforded by preconditioning is mediated by a1 adenosine receptors in rabbit heart. *Circulation*, 84 (1), 350–356.
85. Lixandrão, M. E., Ugrinowitsch, C., Berton, R., Vechin, F. C., Conceição, M. S., Damas, F., Libardi, C. A., & Roschel, H. (2018). Magnitude of muscle strength and mass adaptations between high-load resistance training versus low-load resistance training associated with blood-flow restriction: A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, 48 (2), 361–378. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0795-y>

86. Loenneke, J. P., & Pujol, T. J. (2009). The use of occlusion training to produce muscle hypertrophy. *Strength & Conditioning Journal*, 31 (3), 77–84. <https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e3181a3927b>
87. Loenneke, J. P., Fahs, C. A., Rossow, L. M., Abe, T., & Bembien, M. G. (2012). The anabolic benefits of venous blood flow restriction training may be induced by muscle cell swelling. *Medical Hypotheses*, 78 (1), 151–154. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2011.10.014>
88. Loenneke, J. P., Fahs, C. A., Rossow, L. M., Sherk, V. D., Thiebaud, R. S., & Abe, T. (2012). Effects of cuff width on arterial occlusion: Implications for blood flow restricted exercise. *Journal of Applied Physiology*, 112 (8), 2903–2912. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01384.2011>
89. Loenneke, J. P., Thiebaud, R. S., Abe, T., & Bembien, M. G. (2014). Blood flow restriction pressure recommendations: The hormesis hypothesis. *Medical Hypotheses*, 82 (5), 623–626. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2014.02.023>
90. Lohr, C., Braumann, K. M., Reer, R., Schroeder, J., & Schmidt, T. (2018). Reliability of tensiomyography and myotonometry in detecting mechanical and contractile characteristics of the lumbar erector spinae in healthy volunteers. *European Journal of Applied Physiology*, 118 (7), 1349–1359. <https://doi.org/10.1007/s00421-018-3867-2>
91. Maestroni, L., Read, P., Bishop, C., Papadopoulos, K., Suchomel, T. J., Comfort, P., & Turner, A. (2020). The benefits of strength training on musculoskeletal system health: Practical applications for interdisciplinary care. *Sports Medicine*, 50 (8), 1431–1450. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01309-5>
92. Mattocks, K. T., Jessee, M. B., Counts, B. R., Buckner, S. L., Mouser, J. G., Dankel, S. J., Laurentino, G. C., & Loenneke, J. P. (2017). The effects of upper body exercise across different levels of blood flow restriction on arterial occlusion pressure and perceptual responses. *Physiology & Behavior*, 171 , 181–186. <https://doi.org/10.1016/j.physbeh.2017.01.015>
93. Mattocks, K. T., Mouser, J. G., Jessee, M. B., Buckner, S. L., Dankel, S. J., Bell, Z. W., Abe, T., Bentley, J. P., & Loenneke, J. P. (2019). Perceptual changes to progressive resistance training with and without blood flow restriction. *Journal of sports sciences*, 37 (16), 1857–1864.

94. McEwen, J. A., Owens, J. G., & Jeyasurya, J. (2019). Why is it crucial to use personalized occlusion pressures in blood flow restriction (BFR) rehabilitation? *Journal of Medical and Biological Engineering*, 39(3), 173–177. <https://doi.org/10.1007/s40846-018-0397-7>
95. Miller, B. C., Tirko, A. W., Shipe, J. M., Sumeriski, O. R., & Moran, K. (2021). The systemic effects of blood flow restriction training: A systematic review. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 16 (4), 978–990. <https://doi.org/10.26603/001c.25791>
96. Moreno-Villanueva, A., Pino-Ortega, J., & Rico-González, M. (2021). Validity and reliability of linear position transducers and linear velocity transducers: A systematic review. *Sports Biomechanics*, 1, –30. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1911915>
97. Moritani, T., Sherman, W. M., Shibata, M., Matsumoto, T., & Shinohara, M. (1992). Oxygen availability and motor unit activity in humans. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 64 (6), 552–556. <https://doi.org/10.1007/BF00843767>
98. Mouser, J. G., Dankel, S. J., Jessee, M. B., Mattocks, K. T., Buckner, S. L., Counts, B. R., & Loenneke, J. P. (2017). A tale of three cuffs: The hemodynamics of blood flow restriction. *European Journal of Applied Physiology*, 117 (7), 1493–1499. <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3597-0>
99. Muckelt, P. E., Warner, M. B., Cheliotis-James, T., Muckelt, R., Hastermann, M., Schoenrock, B., Martin, D., MacGregor, R., Blottner, D., & Stokes, M. (2022). Protocol and reference values for minimal detectable change of myotonpro and ultrasound imaging measurements of muscle and subcutaneous tissue. *Scientific reports*, 12 (1), 13654.
100. Nancekievill, T., Smith, K., Williams, E., & Green, J. (2025). Sex differences in adaptations to blood flow restriction training: A randomized controlled trial. *Journal of Strength and Conditioning Research*. Advance online publication. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000005123>
101. Neto, G. R., Novaes, J. S., Salerno, V. P., Gonçalves, M. M., Piazero, B. K. L., Rodrigues-Rodrigues, T., & Cirilo-Sousa, M. S. (2017). Acute effects of resistance

- exercise with continuous and intermittent blood flow restriction on hemodynamic measurements and perceived exertion. *Perceptual and motor skills*, 124 (1), 277–292.
102. Nguyen, A. P., Detrembleur, C., Fisette, P., Selves, C., & Mahaudens, P. (2022). Myotonpro is a valid device for assessing wrist biomechanical stiffness in healthy young adults. *Frontiers in Sports and Active Living*, 4 , 797975. <https://doi.org/10.3389/fspor.2022.797975>
  103. Nielsen, J. L., Aagaard, P., Bech, R. D., Nygaard, T., Hvid, L. G., Wernbom, M., Suetta, C., & Frandsen, U. (2012). Proliferation of myogenic stem cells in human skeletal muscle in response to low-load resistance training with blood flow restriction. *The Journal of physiology*, 590 (17), 4351–4361.
  104. Noordin, S., McEwen, J. A., Kragh, J. F., Eisen, A., & Masri, B. A. (2009). Surgical tourniquets in orthopaedics. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 91 (12), 2958–2967. <https://doi.org/10.2106/JBJS.I.00634>
  105. Northey, J. M., Rattray, B., Argus, C. K., Etxebarria, N., & Driller, M. W. (2016). Vascular occlusion and sequential compression for recovery after resistance exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30 (2), 533–539. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001080>
  106. Nyakayiru, J., Fuchs, C. J., Trommelen, J., Smeets, J. S. J., Senden, J. M., Gijzen, A. P., van Loon, L. J. C., & Verdijk, L. B. (2019). Blood flow restriction only increases myofibrillar protein synthesis with exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 51 (6), 1137–1145. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001899>
  107. Okita, K., Takada, S., Morita, N., Takahashi, M., Hirabayashi, K., Yokota, T., & Kinugawa, S. (2019). Resistance training with interval blood flow restriction effectively enhances intramuscular metabolic stress with less ischemic duration and discomfort. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 44 (7), 759–764. <https://doi.org/10.1139/apnm-2019-0100>
  108. Oliva-Lozano, J. M., Patterson, S. D., Chiampas, G., Maybury, E., & Cost, R. (2024). Blood flow restriction as a post-exercise recovery strategy: A systematic review of the current status of the literature. *Biology of Sport*, 41 (3), 191–200. <https://doi.org/10.5114/biol sport.2024.133664>

109. Orange, S. T., Metcalfe, J. W., Marshall, P., Vince, R. V., Madden, L. A., & Liefieith, A. (2022). Test-retest reliability of a commercial linear position transducer (gymaware powertool) to measure velocity and power in the back squat and bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34 (3), 728–737. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000003932>
110. Ozaki, H., Loenneke, J. P., Buckner, S. L., & Abe, T. (2016). Muscle growth across a variety of exercise modalities and intensities: Contributions of mechanical and metabolic stimuli. *Medical Hypotheses*, 88 , 22–26. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2015.12.026>
111. Padulo, J., Laffaye, G., Chaouachi, A., & Chamari, K. (2015). Bench press exercise: The key points. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 55 (6), 604–608.
112. Pang, C. Y., Yang, R. Z., Zhong, A., Xu, N., Boyd, B., & Forrest, C. R. (1995). Acute ischemic preconditioning protects against skeletal muscle infarction in the pig. *Cardiovascular Research*, 29 , 782–788. [https://doi.org/10.1016/0008-6363\(96\)88613-5](https://doi.org/10.1016/0008-6363(96)88613-5)
113. Paradis-Deschênes, P., Joannis, D. R., & Billaut, F. (2016). Ischemic preconditioning increases muscle perfusion, oxygen uptake, and force in strength-trained athletes. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 41 (9), 938–944. <https://doi.org/10.1139/apnm-2015-0650>
114. Paton, C. D., Addis, S. M., & Taylor, L. A. (2017). The effects of muscle blood flow restriction during running training on measures of aerobic capacity and run time to exhaustion. *European Journal of Applied Physiology*, 117 (12), 2579–2585. <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3745-3>
115. Patterson, S. D., Hughes, L., Warmington, S., Burr, J., Scott, B. R., Owens, J., Abe, T., Nielsen, J. L., Libardi, C. A., Laurentino, G., Neto, G. R., Brandner, C., Martin-Hernandez, J., & Loenneke, J. (2019). Blood flow restriction exercise: Considerations of methodology, application, and safety. *Frontiers in Physiology*, 10 , 533. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00533>

116. Pearson, S. J., & Hussain, S. R. (2015). A review on the mechanisms of blood-flow restriction resistance training-induced muscle hypertrophy. *Sports Medicine*, 45 (2), 187–200. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0264-9>
117. Poton, R., & Polito, M. D. (2016). Hemodynamic response to resistance exercise with and without blood flow restriction in healthy subjects. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 36 (3), 231–236. <https://doi.org/10.1111/cpf.12218>
118. Proulx, L. P. T., Brizzolara, K., Thompson, M., Wang-Price, S., Rodriguez, P., & Koppenhaver, S. (2024). Characterizing chronic pelvic pain: The relationship between extrapelvic muscle stiffness, pain level, health history, and pelvic floor symptoms in women with chronic pelvic pain. *Journal of Women's & Pelvic Health Physical Therapy*, 48 (3), 165–175. <https://doi.org/10.1097/JWH.0000000000000309>
119. Rawska, M., Gepfert, M., Mostowik, A., Krzysztofik, M., Wojdala, G., Lulińska, A., & Wilk, M. (2019). Does blood flow restriction influence the maximal number of repetitions performed during the bench press? A pilot study. *Baltic Journal of Health and Physical Activity*, 11 (4), 9–17. <https://doi.org/10.29359/BJHPA.11.4.02>
120. Reina-Ruiz, Á. J., Martínez-Cal, J., Molina-Torres, G., Romero-Galisteo, R. P., Galán-Mercant, A., Carrasco-Vega, E., & González-Sánchez, M. (2023). Effectiveness of blood flow restriction on functionality, quality of life and pain in patients with neuromusculoskeletal pathologies: A systematic review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 20 (2), 1401. <https://doi.org/10.3390/ijerph20021401>
121. Rolnick, N., Kimbrell, K., & de Queiros, V. (2023). Beneath the cuff: Often overlooked and under-reported blood flow restriction device features and their potential impact on practice—a review of the current state of the research. *Frontiers in Physiology*, 14 , 1089065. <https://doi.org/10.3389/fphys.2023.1089065>
122. Rossow, L. M., Fahs, C. A., Loenneke, J. P., Thiebaud, R. S., Sherk, V. D., & Abe, T. (2012). Cardiovascular and perceptual responses to blood-flow-restricted resistance exercise with differing restrictive cuffs. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 32 (5), 331–337. <https://doi.org/10.1111/j.1475-097X.2012.01131.x>

123. Salagas, A., Tsoukos, A., Terzis, G., Paschalis, V., Katsikas, C., Krzysztofik, M., Wilk, M., Zajac, A., & Bogdanis, G. C. (2022). Effectiveness of either short-duration ischemic pre-conditioning, single-set high-resistance exercise, or their combination in potentiating bench press exercise performance. *Frontiers in physiology*, 13 , 1083299.
124. Sánchez-Medina, L., Pallarés, J. G., Pérez, C. E., Morán-Navarro, R., & González-Badillo, J. J. (2017). Estimation of relative load from bar velocity in the full back squat exercise. *Sports Medicine International Open*, 1 (2), E80–E88. <https://doi.org/10.1055/s-0043-102933>
125. Schmidt, D., Verderber, L., Germano, A. M. C., & Nitzsche, N. (2025). Correlations between achilles tendon stiffness and jumping performance: A comparative study of soccer and basketball athletes. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 10 (2), 112. <https://doi.org/10.3390/jfmk10020112>
126. Schoenfeld, B. J., Ratamess, N. A., Peterson, M. D., Contreras, B., Sonmez, G. T., & Alvar, B. A. (2014). Effects of different volume-equated resistance training loading strategies on muscular adaptations in well-trained men. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28 (10), 2909–2918. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000480>
127. Schoenfeld, B. J., Wilson, J. M., Lowery, R. P., & Krieger, J. W. (2016). Muscular adaptations in low- Versus high-load resistance training: A meta-analysis. *European journal of sport science*, 16 (1), 1–10.
128. Schwiete, C., Franz, A., Roth, C., & Behringer, M. (2021). Effects of resting vs. Continuous Blood-Flow Restriction-Training on Strength, Fatigue Resistance, Muscle Thickness, and Perceived Discomfort. *Frontiers in physiology*, 12 , 663665.
129. Scott, B. R. (2014). Using blood flow restriction strategies to manage training stress for athletes. *Journal of Australian Strength and Conditioning*, 22 (6), 84–90.
130. Scott, B. R., Loenneke, J. P., Slattery, K. M., & Dascombe, B. J. (2015). Exercise with blood flow restriction: An updated evidence-based approach for enhanced muscular development. *Sports Medicine*, 45 , 313–325. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0288-1>

131. Shimizu, R., Hotta, K., Yamamoto, S., Matsumoto, T., Kamiya, K., Kato, M., Hamazaki, N., Kamekawa, D., Akiyama, A., Kamada, Y., Tanaka, S., & Masuda, T. (2016). Low-intensity resistance training with blood flow restriction improves vascular endothelial function and peripheral blood circulation in healthy elderly people. *European journal of applied physiology*, 116 (4), 749–757. <https://doi.org/10.1007/s00421-016-3328-8>
132. Sijlacks, P., Knudsen, L., Wernbom, M., & Vissing, K. (2018). Body position influences arterial occlusion pressure: Implications for the standardization of pressure during blood flow restricted exercise. *European journal of applied physiology*, 118 (2), 303–312. <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3770-2>
133. Sijlacks, P., Wang, J., Groennebaek, T., Rindom, E., Jakobsgaard, J. E., Herskind, J., Gravholt, A., Møller, A. B., Musci, R. V., de Paoli, F. V., Hamilton, K. L., Miller, B. F., & Vissing, K. (2019). Six weeks of low-load blood flow restricted and high-load resistance exercise training produce similar increases in cumulative myofibrillar protein synthesis and ribosomal biogenesis in healthy males. *Frontiers in physiology*, 10 , 649. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00649>
134. Singh, L., Randhawa, P. K., Singh, N., & Jaggi, A. S. (2017). Redox signaling in remote ischemic preconditioning-induced cardioprotection: Evidences and mechanisms. *European Journal of Pharmacology*, 809 , 151–155. <https://doi.org/10.1016/j.ejphar.2017.05.033>
135. Sleboda, D. A., Wold, E. S., & Roberts, T. J. (2019). Passive muscle tension increases in proportion to intramuscular fluid volume. *Journal of Experimental Biology*, 222 (21), jeb209668. <https://doi.org/10.1242/jeb.209668>
136. Slys, J., Stultz, J., & Burr, J. F. (2016). The efficacy of blood flow restricted exercise: A systematic review meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 19 (8), 669–675. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2015.09.005>
137. Soligon, S. D., Lixandrão, M. E., Biazon, T. M. P. C., Angleri, V., Roschel, H., & Libardi, C. A. (2018). Lower occlusion pressure during resistance exercise with blood-flow restriction promotes lower pain and perception of exercise compared to higher occlusion pressure when the total training volume is equalized. *Physiologia Internationalis*, 105 , 276–284. <https://doi.org/10.1556/2060.105.2018.3.18>

138. Souza Filho, M. V., Loiola, R. T., Rocha, E. L., Simão, A. F., Gomes, A. S., Souza, M. H., & Ribeiro, R. A. (2009). Hind limb ischemic preconditioning induces an anti-inflammatory response by remote organs in rats. *Brazilian journal of medical and biological research = Revista brasileira de pesquisas medicas e biologica*, 42 (10), 921–929. <https://doi.org/10.1590/s0100-879x2009005000025>
139. Souza, A. A., Bottaro, M., Rocha, V. A., Lage, V., Tufano, J. J., & Vieira, A. (2020). Reliability and test-retest agreement of mechanical variables obtained during countermovement jump. *International Journal of Exercise Science*, 13 (4), 6–17.
140. Spitz, R. W., Yamada, Y., Wong, V., Kataoka, R., Hammert, W. B., Song, J. S., Kang, A., Seffrin, A., & Loenneke, J. P. (2024). Blood flow restriction pressure for narrow cuffs (5 cm) cannot be estimated with precision. *Physiological Measurement*, 45 (2), 10.1088/1361-6579/ad278d. <https://doi.org/10.1088/1361-6579/ad278d>
141. Stastny, P., Gołaś, A., Blazek, D., Maszczyk, A., Wilk, M., Pietraszewski, P., Petr, M., Uhler, P., & Zajac, A. (2017). A systematic review of surface electromyography analyses of the bench press movement task. *PloS one*, 12 (2), e0171632. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0171632>
142. Suchomel, T. J., Nimphius, S., & Stone, M. H. (2016). The importance of muscular strength in athletic performance. *Sports Medicine*, 46 (10), 1419–1449. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0486-0>
143. Suchomel, T. J., Nimphius, S., Bellon, C. R., & Stone, M. H. (2018). The importance of muscular strength: Training considerations. *Sports Medicine*, 48 (4), 765–785. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0862-z>
144. Suga, T., Okita, K., Morita, N., Yokota, T., Hirabayashi, K., Horiuchi, M., Takada, S., Takahashi, T., Omokawa, M., Kinugawa, S., & Tsutsui, H. (2009). Intramuscular metabolism during low-intensity resistance exercise with blood flow restriction. *Journal of Applied Physiology*, 106 (4), 1119–1124. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.90368.2008>
145. Taber, C. M., Bellon, C. M. A., Abbott, H. M., & Bingham, G. E. (2016). Roles of maximal strength and rate of force development in maximizing muscular power. *Strength and Conditioning Journal*, 38 (1), 71–78. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000193>

146. Taber, C. M., Bellon, C. M. A., Abbott, H. M., & Bingham, G. E. (2016). Roles of maximal strength and rate of force development in maximizing muscular power. *Strength and Conditioning Journal*, 38 (1), 71–78. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000193>
147. Tafuna'i, M., Slyfield, D., & Beaven, C. M. (2021). Differences in femoral artery occlusion pressure between sexes in lower limbs. *Medicina*, 57(9), 863. <https://doi.org/10.3390/medicina57090863>
148. Takano, H., Morita, T., Iida, H., Asada, K., Kato, M., Uno, K., Hirose, K., Matsumoto, A., Takenaka, K., Hirata, Y., Eto, F., Nagai, R., Sato, Y., & Nakajima, T. (2005). Hemodynamic and hormonal responses to a short-term low-intensity resistance exercise with the reduction of muscle blood flow. *European journal of applied physiology*, 95 (1), 65–73. <https://doi.org/10.1007/s00421-005-1389-1>
149. Takarada, Y., Nakamura, Y., Aruga, S., Onda, T., Miyazaki, S., & Ishii, N. (2000). Rapid increase in plasma growth hormone after low-intensity resistance exercise with vascular occlusion. *Journal of Applied Physiology*, 88 (1), 61–65. <https://doi.org/10.1152/jappl.2000.88.1.61>
150. Taylor, A. G., Goehler, L. E., Galper, D. I., Innes, K. E., & Bourguignon, C. (2010). Top-down and bottom-up mechanisms in mind-body medicine: Development of an integrative framework for psychophysiological research. *Explore*, 6 , 29–41. <https://doi.org/10.1016/j.explore.2009.10.004>
151. Taylor, J. L., Amann, M., Duchateau, J., Meeusen, R., & Rice, C. L. (2016). Neural contributions to muscle fatigue: From the brain to the muscle and back again. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 48 (11), 2294–2306. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000923>
152. Teixeira, E. L., Barroso, R., Silva-Batista, C., Laurentino, G. C., Loenneke, J. P., Roschel, H., Ugrinowitsch, C., & Tricoli, V. (2018). Blood flow restriction increases metabolic stress but decreases muscle activation during high-load resistance exercise. *Muscle & nerve*, 57 (1), 107–111.
153. Teixeira, E. L., Painelli, V. S., Schoenfeld, B. J., Silva-Batista, C., Longo, A. R., Aihara, A. Y., Cardoso, F. N., Peres, B. A., & Tricoli, V. (2022). Perceptual and neuromuscular responses adapt similarly between high-load resistance training and

- low-load resistance training with blood flow restriction. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 36 (9), 2410–2416. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003879>
154. Thomas, H. J., Scott, B. R., & Peiffer, J. J. (2018). Acute physiological responses to low-intensity blood flow restriction cycling. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 21 (9), 969–974. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.01.013>
  155. Thompson, K. M. A., Whinton, A. K., Ferth, S., Spriet, L. L., & Burr, J. F. (2018). Ischemic preconditioning: No influence on maximal sprint acceleration performance. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 13 (8), 986–990. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0540>
  156. Tillin, N. A., & Bishop, D. (2009). Factors modulating post-activation potentiation and its effect on performance of subsequent explosive activities. *Sports Medicine*, 39 (2), 147–166. <https://doi.org/10.2165/00007256-200939020-00004>
  157. Torma, F., Gombos, Z., Szekeres, Z., Berke, B., & Kovacs, S. (2021). The physiological adaptations to blood flow restriction training: A systematic review. *Frontiers in Physiology*, 12, 702635. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.702635>
  158. Torpel, A., Herold, F., Hamacher, D., Müller, P., & Schega, L. (2020). Nitric oxide-dependent vasodilation is not impaired by blood flow restriction exercise in old individuals. *Frontiers in Physiology*, 11, 563503. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.563503>
  159. Trybulski, R., Bichowska, M., Piwowski, R., Pisz, A., Krzysztofik, M., Filip-Stachnik, A., Fostiak, K., Makar, P., & Wilk, M. (2023). The effects of ischemia during rest intervals on strength endurance performance. *PloS one*, 18 (4), e0280231.
  160. Trybulski, R., Jarosz, J., Krzysztofik, M., Lachowicz, M., Trybek, G., Zajac, A., & Wilk, M. (2022a). Ischemia during rest intervals between sets prevents decreases in fatigue during the explosive squat exercise: A randomized, crossover study. *Scientific reports*, 12 (1), 5922.
  161. Trybulski, R., Wojdała, G., Alexe, D. I., Komarek, Z., Aschenbrenner, P., Wilk, M., Zająć, A., & Krzysztofik, M. (2022b). Acute effects of different intensities during bench press exercise on the mechanical properties of triceps brachii long head. *Applied Sciences*, 12, 3197. <https://doi.org/10.3390/app12063197>

162. Vehrs, P. R., Richards, S., Blazzard, C., Hart, H., Kasper, N., Lacey, R., Lopez, D., & Baker, L. (2023). Use of a handheld doppler to measure brachial and femoral artery occlusion pressure. *Frontiers in Physiology*, 14 , 1239582. <https://doi.org/10.3389/fphys.2023.1239582>
163. Vincent, K. R., Vincent, H. K., Braith, R. W., Bhatnagar, V., & Lowenthal, D. T. (2003). Strength training and hemodynamic responses to exercise. *American Journal of Geriatric Cardiology*, 12 (2), 97–106. <https://doi.org/10.1111/j.1076-7460.2003.01588.x>
164. Vinolo-Gil, M. J., García-Campanario, I., Estebanez-Pérez, M. J., Pastora-Bernal, J. M., Rodríguez-Huguet, M., & Martín-Vega, F. J. (2023). Blood flow restriction in oncological patients: Advantages and safety considerations. *Healthcare*, 11 (14), 2062. <https://doi.org/10.3390/healthcare11142062>
165. Wang, D., De Vito, G., Ditroilo, M., & Delahunt, E. (2017). Different effect of local and general fatigue on knee joint stiffness. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 49 (1), 173–182. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001086>
166. Wang, X., Qin, X. M., Ji, S., & Dong, D. (2023). Effects of resistance training with blood flow restriction on explosive power of lower limbs: A systematic review and meta-analysis. *Journal of human kinetics*, 89 , 259–268.
167. Weakley, J., Morrison, M., García-Ramos, A., Johnston, R., James, L., & Cole, M. H. (2021). The validity and reliability of commercially available resistance training monitoring devices: A systematic review. *Sports Medicine*, 51 (3), 443–502. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01382-w>
168. Weatherholt, A. M., Vanwyke, W. R., Lohmann, J., & Owens, J. G. (2019). The effect of cuff width for determining limb occlusion pressure: A comparison of blood flow restriction devices. *International Journal of Exercise Science*, 12 (3), 136–143.
169. Wernbom, M., & Aagaard, P. (2020). Muscle fibre activation and fatigue with low-load blood flow restricted resistance exercise: An integrative physiology review. *Acta Physiologica*, 228 , e13302. <https://doi.org/10.1111/apha.13302>
170. Wernbom, M., Augustsson, J., & Raastad, T. (2008). Ischemic strength training: A low-load alternative to heavy resistance exercise? *Scandinavian Journal of*

Medicine & Science in Sports, 18(4), 401–416. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2008.00788.x>

171. Wernbom, M., Augustsson, J., & Thomeé, R. (2006). Effects of vascular occlusion on muscular endurance in dynamic knee extension exercise at different submaximal loads. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20 (2), 372–377. <https://doi.org/10.1519/R-16884.1>
172. Wernbom, M., Järrebring, R., & Andreasson, M., Augustsson, J. (2009). Acute effects of blood flow restriction on muscle activity and endurance during fatiguing dynamic knee extensions at low load. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23 (8), 2389–2395. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181bc1c2a>
173. Wilk, M., Filip, A., Krzysztofik, M., Maszczyk, A., & Zajac, A. (2019). The acute effect of various doses of caffeine on power output and velocity during the bench press exercise among athletes habitually using caffeine. *Nutrients*, 11 (7), 1465. <https://doi.org/10.3390/nu11071465>
174. Wilk, M., Gepfert, M., Krzysztofik, M., Stastny, P., Zajac, A., & Bogdanis, G. C. (2020a). Acute effects of continuous and intermittent blood flow restriction on movement velocity during bench press exercise against different loads. *Frontiers in physiology*, 11 , 569915.
175. Wilk, M., Krzysztofik, M., Filip, A., Lockie, R. G., & Zajac, A. (2020b). The acute effects of external compression with blood flow restriction on maximal strength and strength-endurance performance of the upper limbs. *Frontiers in Physiology*, 11 , 567. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.00567>
176. Wilk, M., Krzysztofik, M., Filip, A., Zajac, A., Bogdanis, G. C., & Lockie, R. G. (2022). Short-term blood flow restriction increases power output and bar velocity during the bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 36 (8), 2082–2088. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003649>
177. Wilk, M., Krzysztofik, M., Gepfert, M., Poprzecki, S., Gołaś, A., & Maszczyk, A. (2018). Technical and training related aspects of resistance training using blood flow restriction in competitive sport: A review. *Journal of Human Kinetics*, 65 , 249–260. <https://doi.org/10.2478/hukin-2018-0101>

178. Wilk, M., Krzysztofik, M., Jarosz, J., Krol, P., Leznicka, K., Zajac, A., & Stastny, P., Bogdanis, G. C. (2021). Impact of ischemic intra-conditioning on power output and bar velocity of the upper limbs. *Frontiers in Physiology*, 12 , 626915. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.626915>
179. Williams, N., Russell, M., Cook, C. J., & Kilduff, L. P. (2018). The effect of lower limb occlusion on recovery following sprint exercise in academy rugby players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 21 (10), 1095–1099. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.02.012>
180. Yamada, Y., Kang, A., Seffrin, A., Song, J. S., Kataoka, R., Hammert, W. B., Spitz, R. W., Wong, V., & Loenneke, J. P. (2023). Potential considerations with estimating blood flow restriction pressure in the lower body using a narrower cuff. *European Journal of Applied Physiology*, 123 (5), 937–943. <https://doi.org/10.1007/s00421-022-05122-y>
181. Yasuda, T., Fujita, S., Ogasawara, R., Sato, Y., & Abe, T. (2010). Effects of low-intensity bench press training with restricted arm muscle blood flow on chest muscle hypertrophy: A pilot study. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 30 (5), 338–343. <https://doi.org/10.1111/j.1475-097X.2010.00949.x>
182. Yasuda, T., Loenneke, J. P., Ogasawara, R., & Abe, T. (2013). Influence of continuous or intermittent blood flow restriction on muscle activation during low-intensity multiple sets of resistance exercise. *Acta physiologica Hungarica*, 100 (4), 419–426.
183. Yasuda, T., Loenneke, J. P., Thiebaud, R. S., & Abe, T. (2012). Effects of blood flow restricted low-intensity concentric or eccentric training on muscle size and strength. *PLoS ONE*, 7 (12), e52843. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0052843>
184. Yasuda, T., Ogasawara, R., Sakamaki, M., Ozaki, H., Sato, Y., & Abe, T. (2011). Combined effects of low-intensity blood flow restriction training and high-intensity resistance training on muscle strength and size. *European Journal of Applied Physiology*, 111 (10), 2525–2533. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-1873-8>
185. Yoshida, N., Hornsby, W. G., Sole, C. J., Sato, K., & Stone, M. H. (2024). Effect of neuromuscular fatigue on the countermovement jump characteristics:

Basketball-related high-intensity exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 38 (1), 164–173. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000004610>

186. Yoshikawa, M., Morifuji, T., Matsumoto, T., Maeshige, N., Tanaka, M., & Fujino, H. (2019). Effects of combined treatment with blood flow restriction and low-current electrical stimulation on muscle hypertrophy in rats. *Journal of applied physiology* (Bethesda, Md. : 1985), 127 (5), 1288–1296.
187. Zeng, N., Liu, H., Wang, J., & Jiang, L. (2025). The effects of blood flow restriction training on post activation potentiation and fatigue level: Systematic review with meta-analysis. *Frontiers in Physiology*, 16 , 1558008. <https://doi.org/10.3389/fphys.2025.1558008>

**OŚWIADCZENIE DOTYCZĄCE WYKORZYSTANIA NARZĘDZI SZTUCZNEJ INTELIGENCJI  
W ROZPRAWIE DOKTORSKIEJ<sup>1</sup>**

Ja, niżej podpisany/a Dawid Gawęś..... oświadczam, że  
Imię i nazwisko autora rozprawy

podczas przygotowania rozprawy doktorskiej mojego autorstwa pod tytułem: Wpływ.....

międzywysiękowej okluzji tętniczej na moc mięśniową  
tytuł rozprawy  
oraz właściwości biomechaniczne mięśni szkieletowych

☒ Nie korzystałem/am z narzędzi sztucznej inteligencji.

☐ Korzystałem/am z narzędzi sztucznej inteligencji podczas przygotowywania rozprawy doktorskiej,  
zgodnie z poniższym zakresem:

- |                                                 |                                                          |
|-------------------------------------------------|----------------------------------------------------------|
| - <input type="checkbox"/> Analiza danych       | - <input type="checkbox"/> Generowanie treści tekstowych |
| - <input type="checkbox"/> Redakcja tekstu      | - <input type="checkbox"/> Kodowanie lub analiza kodu    |
| - <input type="checkbox"/> Inne (opisać): ..... |                                                          |

Jednocześnie oświadczam, że informacje o celach, zakresie i sposobie wykorzystania sztucznej inteligencji są opisane i czytelnie oznaczone w rozprawie doktorskiej zgodnie z §4 ust. 4 regulaminu prowadzenia postępowań w sprawie nadania stopnia doktora i doktora habilitowanego AWF Katowice. Oświadczam również, że pomimo zastosowania SI w rozprawie doktorskiej, to nadal zapewniona jest realizacja wymagań określonych w art. 187 ust. 1 i 2 Ustawy Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce z dnia 20 lipca 2018 r, gdzie określono następujące wymagania stawiane rozprawą doktorskim:

- Rozprawa doktorska prezentuje ogólną wiedzę teoretyczną kandydata w dyscyplinie albo dyscyplinach oraz umiejętność samodzielnego prowadzenia pracy naukowej lub artystycznej.
- Przedmiotem rozprawy doktorskiej jest oryginalne rozwiązanie problemu naukowego, oryginalne rozwiązanie w zakresie zastosowania wyników własnych badań naukowych w sferze gospodarczej lub społecznej albo oryginalne dokonanie artystyczne.

Data i Podpis Doktoranta: 9.04.2026 Dawid Gawęś

<sup>1</sup>Oświadczenie należy umieścić na samym końcu rozprawy doktorskiej po bibliografii lub ewentualnych aneksach