

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO
IM. JERZEGO KUKUCZKI W KATOWICACH

Grzegorz Wojdała

**EFEKTYWNOŚĆ ZASTOSOWANIA PRZYBORU SLING SHOT
W WYCISKANIU SZTANGI LEŻĄC**

Rozprawa na stopień doktora nauk o kulturze fizycznej w postaci zbioru
opublikowanych i powiązanych tematycznie artykułów naukowych

Promotor:
dr hab. Michał Krzysztofik prof. AWF Katowice

Katowice 2023

Wykaz publikacji będących podstawą rozprawy doktorskiej

1.

Tytuł oryginału: Impact of the "Sling Shot" Supportive Device on Upper-Body Neuromuscular Activity during the Bench Press Exercise

Autorzy: Grzegorz Wojdała, Artur Gołaś, Michał Krzysztofik, Robert George Lockie, Robert Roczniok, Adam Zając, Michał Wilk.

Czasopismo: International Journal of Environmental Research and Public Health

Opis fizyczny: 2020, Vol. 17, nr 20, s. 1-12

Impact Factor: 3.390

Punktacja MNiSW: 140

2.

Tytuł oryginału: A Comparison of Electromyographic Inter-Limb Asymmetry during a Standard versus a Sling Shot Assisted Bench Press Exercise

Autorzy: Grzegorz Wojdała, Robert Trybulski, Marta Bichowska, Michał Krzysztofik.

Czasopismo: Journal of Human Kinetics

Opis fizyczny: 2022, Vol. 82, nr 1, s. 223-234

Impact Factor: 2.923

Punktacja MNiSW: 140

3.

Tytuł oryginału: The Effects of the "Sling Shot" Device on Bench Press Performance, Mechanical Properties of Muscle, and Movement Kinematics

Autorzy: Grzegorz Wojdała, Michał Krzysztofik.

Czasopismo: The Journal of Strength and Conditioning Research

Opis fizyczny: 2022, Vol. 37, nr 4, s. 780-786

Impact Factor: 4.415

Punktacja MNiSW: 100

Oświadczenie autora i pozostałych współautorów publikacji

1. Impact of the "Sling Shot" Supportive Device on Upper-Body Neuromuscular Activity during the Bench Press Exercise

Imię i nazwisko autora	Koncepcja pracy [%]	Zbieranie danych [%]	Analiza i interpretacja wyników [%]	Tworzenie manuskryptu [%]	Udział w procesie recenzentkim [%]	Średni wkład w pracę [%]	Podpis autora
Grzegorz Wojdała*	10	15		15	10	50	<i>Wojdała</i>
Artur Gołaś	5					5	<i>Gołaś</i>
Michał Krzysztofik		5		5	10	20	<i>Krzysztofik</i>
Robert George Lockie				5		5	<i>Lockie</i>
Robert Roczniok			5			5	<i>Roczniok</i>
Adam Zajac					5	5	<i>Zajac</i>
Michał Wilk				10		10	<i>Wilk</i>

2. A Comparison of Electromyographic Inter-Limb Asymmetry during a Standard versus a Sling Shot Assisted Bench Press Exercise

Imię i nazwisko autora	Koncepcja pracy [%]	Zbieranie danych [%]	Analiza i interpretacja wyników [%]	Tworzenie manuskryptu [%]	Udział w procesie recenzentkim [%]	Średni wkład w pracę [%]	Podpis autora
Grzegorz Wojdała	15	20	5	20	10	70	<i>Wojdała</i>
Robert Trybulski					5	5	<i>Trybulski</i>
Marta Bichowska				5		5	<i>Bichowska</i>
Michał Krzysztofik*	5		10	5		20	<i>Krzysztofik</i>

3. The Effects of the "Sling Shot" Device on Bench Press Performance, Mechanical Properties of Muscle, and Movement Kinematics

Imię i nazwisko autora	Koncepcja pracy [%]	Zbieranie danych [%]	Analiza i interpretacja wyników [%]	Tworzenie manuskryptu [%]	Udział w procesie recenzentkim [%]	Średni wkład w pracę [%]	Podpis autora
Grzegorz Wojdała	15	20		20	15	70	<i>Wojdała</i>
Michał Krzysztofik*	5		5	10	10	30	<i>Krzysztofik</i>

Spis treści

1. STRESZCZENIE	5
2. SUMMARY.....	6
3. WSTĘP.....	8
3.1. WYCISKANIE SZTANGI LEŻĄC JAKO FUNDAMENT BUDOWANIA SIŁY MIĘŚNIOWEJ.....	8
3.2. WSPÓŁCZESNE METODY KSZTAŁTOWANIA SIŁY MIĘŚNIOWEJ.	10
3.3. OCENA ASYMETRII NA PODSTAWIE STRUKTURY WEWNĘTRZNEJ I ZEWNĘTRZNEJ RUCHU.....	13
4. PRZEDMIOT ROZPRAWY	15
4.1. PROBLEM BADAWCZY	15
4.2. CEL BADAŃ, PYTANIA BADAWCZE, HIPOTEZA.....	17
4.3. OSIĄGNIĘCIE NAUKOWE	18
5. MATERIAŁ I METODY BADAWCZE.....	20
6. WYNIKI BADAŃ.....	24
7. PODSUMOWANIE	27
8. WNIOSKI	32
9. BIBLIOGRAFIA.....	34
10. KOPIE PRAC WCHODZĄCYCH W SKŁAD CYKLU PUBLIKACJI.....	44
10.1. PRACA NR 1	44
10.2. PRACA NR 2.....	56
10.3. PRACA NR 3	68
11. ZGODA KOMISJI BIOETYCZNEJ	75

1. Streszczenie

Słowa kluczowe: trening oporowy, akcesoria treningowe, struktura wewnętrzna ruchu, elektromiografia, miotonometria

W aspekcie poprawy siły, rozwijania mocy maksymalnej czy stymulowania hipertrofii mięśniowej górnej części ciała, będącymi istotnym czynnikiem zarówno w treningu rekreacyjnym i wyczynowym, najczęściej wykorzystywanym ćwiczeniem dla celów treningowych, testowych lub badawczych jest wyciskanie sztangi leżąc (Stastny et al., 2017). Struktura ruchu wyciskania sztangi leżąc została szeroko opisana we współczesnej literaturze (Król & Gołaś, 2017; Lehman, 2005; Saeterbakken et al., 2017; Stastny et al., 2017; M. Wilk et al., 2019), brakuje jednak badań dotyczących wpływu stosowania akcesoriów treningowych na siłę maksymalną i aktywność mięśni, coraz chętniej wykorzystywanych w celu podniesienia wyników sportowych (Godawa et al., 2012; P. A. Swinton et al., 2009). Akcesorium bazującym na oporze elastycznym, które znacząco wpływa na kinematykę ruchu wyciskania sztangi leżąc, jest przybór „Sling Shot” (SS). SS, składający się z dwóch rękawów zakładanych w okolicy łokci połączonych elastycznym materiałem, spełnia podobne funkcję co specjalistyczna koszula używana w sprzętowym wyciskaniu sztangi leżąc. Przybór ten jednak stanowi nowoczesną alternatywę, chętnie wdrażaną w rutynę treningową, przez łatwość zakładania i użycia, która pozwala na pracę z obciążeniami supramaksymalnymi w pełnym zakresie ruchu poprzez zapewnienie dodatkowej energii sprężystej i spotęgowanie cyklu rozciągnięcie-skurcz (Ferland & Comtois, 2019).

Przedstawione w niniejszej dysertacji trzy prace empiryczne zmierzały do oceny efektywności zastosowania przyboru SS w oparciu o strukturę wewnętrzną i zewnętrzną ruchu. Ze względu na charakterystykę sprzętu i jego dotychczasowe zastosowanie kluczowym aspektem było określenie działania SlingShot w obrębie kształtowania siły mięśniowej używając wzorca wyciskania sztangi leżąc. W dostępnej, nielicznej literaturze dotyczącej tego zagadnienia zauważyć można istotne braki, które w dużej mierze zostały uzupełnione w przedstawionej pracy, takie jak brak analizy parametrów obu stron ciała oraz asymetrii, brak niezależnych pomiarów testu 1RM (one-repetition maximum test) czy pominięcie wpływu przyboru na wytrzymałość siłową i jej przejawy uwzględniając różne obciążenia zewnętrzne. Nadrzędnym celem przedstawionego cyklu badań była ocena wpływu przyboru Sling Shot na strukturę wewnętrzną i zewnętrzną ruchu, gdzie dwa z badań miały na celu analizę aktywności elektromiografii powierzchniowej (sEMG) w różnych warunkach wyciskania sztangi leżąc, a

trzecie z nich określenie zmian w strukturze zewnętrznej i asymetrii z wykorzystaniem miotonometrii. Zakładać można było, że na skutek wspomaganie elastycznego i odciążenia fazy ruchu, zastosowanie Sling Shot wpłynie na aktywność mięśniową i asymetrię międzykończynową przy jednoczesnym zwiększeniu możliwości generowania siły, mocy i przejawów wytrzymałości siłowej badanych.

W każdym z badań wykorzystano przybór Sling Shot biorąc pod uwagę różne warunki pracy mięśniowej, jednocześnie bazując na nowoczesnej aparaturze pomiarowej takiej jak Noraxon TyleMyo 2400, MyotonPRO czy GymAware Powertool, do oceny struktury wewnętrznej i zewnętrznej ruchu. Badani, z określonym minimalnym doświadczeniem w treningu oporowym, wykonywali zaplanowane procedury bazujące na projekcie randomizowanym w układzie krzyżowym, mające na celu porównanie parametrów wyciskania sztangi leżąc w różnych warunkach pracy. Sesje eksperymentalne w każdym wypadku poprzedzała sesja zapoznawcza, gdzie każda aktywność w ramach badań poprzedzona była rozgrzewką ogólną i specjalistyczną, wykonywaną o podobnej porze dnia. W pierwszej pracy wyniki badań wykazały istotny wpływ SlingShot na wzorzec aktywności mięśniowej wyciskania sztangi leżąc, powodując spadek aktywności przy niezmiennym obciążeniu zewnętrznym. Co więcej, różnica w obserwowanych aktywnościach pomiędzy wyciskaniem w protokole kontrolnym, a wyciskaniem z asystą SlingShot rosła wraz ze zwiększaniem obciążenia zewnętrznego. Druga praca potwierdziła konieczność analiz obu stron ciała przez obserwację istotnych różnic w aktywności mięśniowej. Zastosowanie SlingShot skutkowało wzrostem aktywności kończyny niedominującej, podczas gdy wzrost obciążenia powodował zmniejszenie asymetrii wzorca aktywności. Ostatnie badanie, uwzględniające pomiary miotonometryczne oraz wysiłek do odmowy wolicjonalnej, wskazuje na potrzebę odrębnej oceny maksymalnych poziomów siły podczas stosowania SlingShot w ćwiczeniach i programach treningowych. Do pełnego wykorzystania przyboru wymagany jest niezależny pomiar 1RM i odpowiednio większe obciążenie zewnętrzne. SlingShot można również z powodzeniem stosować do zwiększania objętości w celu stymulacji wytrzymałości mięśniowej i miejscowej hipertrofii oraz zwiększenia zaangażowania kończyny niedominującej podczas ćwiczenia wyciskania sztangi leżąc.

2. Summary

Title: The effectiveness of applying the Sling shot device in the barbell bench press.

Key words: resistance training, training equipment, internal movement structure, electromyography, myotonometry

In the aspect of improving strength, developing maximum power or stimulating muscle hypertrophy of the upper body, which are important factors in both recreational and competitive training, the most frequently used exercise for training, testing or research purposes is the barbell bench press (Stastny et al., 2017). The structure of the barbell bench press movement has been extensively described in contemporary literature (Król & Gołaś, 2017; Lehman, 2005; Saeterbakken et al., 2017; Stastny et al., 2017; M. Wilk et al., 2019). However, there is a research gap concerning the impact of using training accessories on strength and muscle activity, more and more often used to improve sports performance (Godawa et al., 2012; P. A. Swinton et al., 2009). An accessory incorporating elastic resistance, which significantly affects the kinematics of the barbell bench press, is the "Sling Shot" (SS). The SS, made of two sleeves put on around the elbows connected by an elastic material, performs a similar function to a specialized shirt used in the bench press. Nonetheless, this device is a modern alternative, willingly implemented in the training routine, due to the ease of putting on and using, which allows user to work with supramaximal loads in the full range of motion by providing additional elastic energy and intensifying the stretch-shortening cycle (Ferland & Comtois, 2019).

The three empirical papers presented in this dissertation aimed at evaluating the effectiveness of the SS device based on the internal and external structure of the movement. Due to the characteristics of the equipment and its current use, the key aspect was to determine the influence of SlingShot in terms of muscle strength development using the barbell bench press. In the available, sparse literature on this issue, significant gaps can be noticed, which have been covered in the presented work, such as the lack of analysis of the parameters of both sides of the body and asymmetry, the lack of independent measurements of the one-repetition maximum test 1RM test or the omission of the influence of device on strength endurance and its manifestations, taking into account various external loads. The main purpose of the presented series of researches was to assess the impact of the Sling Shot device on the internal and external structure of the movement, where two of the studies were aimed at analyzing surface electromyography (sEMG) activity in various conditions of the lying barbell bench press, and the third of them was aimed at determining changes in the external structure and asymmetry using myotonometry. It could be hypothesized that as a result of flexible support and unloading of the certain movement phase, the use of Sling Shot would affect muscle activity and interlimb asymmetry, while increasing the ability to generate strength, power and strength endurance of the subjects.

In each of the studies, the Sling Shot device was used, taking into account various conditions of muscle work, while at the same time relying on modern measuring equipment such as Noraxon TyleMyo 2400, MyotonPRO or GymAware Powertool, to assess the internal and external structure of movement. The subjects, with a certain minimum experience in resistance training, performed planned procedures based on a randomized crossover design, aimed at comparing the parameters of the barbell bench press in different working conditions. In each case, the experimental sessions were preceded by a familiarization session, where each activity within the study was preceded by a general and specialized warm-up, performed at the same time of day. In the first study, the results showed a significant effect of SlingShot on the pattern of muscle activity of bench press, causing a decrease in activity with an unchanged external load. Moreover, the difference in the results between the control protocol bench press and the SlingShot assisted bench press increased with increasing external load. The second paper confirmed the necessity of analyzing both sides of the body through significant differences in muscle activity. The use of SlingShot resulted in an increase in the activity of the non-dominant limb, while the increase in load resulted in a decrease in the asymmetry of the activity pattern. A third study, which included myotonometric measurements and effort to volitional refusal, points to the need for a separate assessment of maximal strength levels when using SlingShot in exercise and training programs. An independent measurement of 1RM and a correspondingly higher external load is required to fully utilize the device. The SlingShot can also be successfully used in increasing training volume to stimulate muscular endurance and local hypertrophy, alongside rising non-dominant limb involvement during the bench press exercise.

3. Wstęp

3.1. Wyciskanie sztangi leżąc jako fundament budowania siły mięśniowej

Siła mięśniowa to jedna z podstawowych zdolności motorycznych człowieka wykorzystywana w niemal wszystkich codziennych czynnościach ruchowych, zarówno świadomie (w lokomocji ciała), jak i nieświadomie (np. podczas stabilizacji ciała i oddychania) (Nelson et al., 2005). Z definicji jest to zdolność organizmu do pokonywania oraz przeciwdziałania oporowi zewnętrznemu lub własnego ciała w warunkach statyki lub dynamiki poprzez skurcz mięśni szkieletowych (Gołaś et al., 2016). Podobnie jak większość ludzkich zdolności, siła mięśniowa została podzielona na wiele rodzajów przez różnych autorów.

Najczęściej uwzględniany podział obejmuje siłę absolutną (bezwzględną) i relatywną (względną) (Mikolajec et al., 2012). Bezwzględna siła mięśni odnosi się do maksymalnego poziomu siły, jaki może wytworzyć dana grupa mięśniowa, niezależnie od jej wielkości. Z holistycznego punktu widzenia jest to maksymalny opór, jaki dana osoba jest w stanie pokonać podczas określonego zadania ruchowego. W porównaniach interpersonalnych bardziej wiarygodnym i właściwym podejściem jest zastosowanie pojęcia siły względnej, czyli poziomu siły bezwzględnej w odniesieniu do 1 kg masy ciała (de Lira et al., 2019). Najczęściej stosowanym testem, uważanym również za złoty standard, do oceny bezwzględnych poziomów siły, jest test jednego powtórzenia maksymalnego (one-repetition maximum test - 1RM) (Fleck i Kraemer 2004; Kraemer et al., 2006). Można go zdefiniować jako maksymalne obciążenie, z którym badany jest w stanie jednorazowo wykonać powtórzenie wybranego zadania ruchowego przy zachowaniu odpowiedniej techniki oraz zakresu ruchu (M. Wilk, Krzysztofik, et al., 2018).

W aspekcie poprawy potencjału siłowego mięśni górnej części ciała, istotnym zarówno w treningu rekreacyjnym i wyczynowym, najczęściej wykorzystywanym ćwiczeniem dla celów treningowych, testowych lub badawczych jest wyciskanie sztangi leżąc (Stastny et al., 2017). Wyciskanie sztangi leżąc, w formie adekwatnej do przepisów konkretnej federacji, jest jednym z trzech bojów wchodzących w skład dyscypliny trójboju siłowego. Jest to także jedna z indywidualnych dyscyplin sportowych, z corocznie organizowanymi Mistrzostwami Świata i Europy. Podobnie jak w przypadku innych ćwiczeń z wolnym obciążeniem, wyciskanie sztangi leżąc poza rozwojem siły mięśniowej służy również do rozwijania maksymalnej mocy oraz hipertrofii mięśniowej (Krzysztofik et al., 2019). Do mięśni najbardziej zaangażowanych podczas wyciskania sztangi leżąc zalicza się przednią część mięśnia naramiennego, piersiowy większy oraz trójgłowy ramienia (Krzysztofik, Golas, et al., 2020; Lagally et al., 2004; Lehman, 2005; Requena et al., 2005). Według autorów (Gepfert et al., 2019; Król & Gołaś, 2017; Stastny et al., 2017), głównym mięśniem odpowiedzialnym za ruch wyciskania sztangi leżąc jest mięsień piersiowy większy, podczas gdy przednia część mięśnia naramiennego i trójgłowy ramienia pełnią funkcję wspomagającą. Warto zauważyć, że obciążenie zewnętrzne może wpłynąć na zmianę wzorca aktywności mięśni; na przykład przy maksymalnym obciążeniu mięsień piersiowy większy może działać jako mięsień wspomagający, podczas gdy naramienny przedni staje się głównym motorem napędowym (Król & Gołaś, 2017). Ponadto należy wziąć pod uwagę, że aktywność mięśni może zmieniać się w zależności od modyfikacji techniki wyciskania sztangi leżąc lub zastosowania zmiennego oporu (Cronin et al., 2003; Santana et al., 2007). Co więcej, sam przebieg ćwiczenia może być modyfikowany przez wiele czynników, w tym intensywność i objętość ćwiczenia, tempo i prędkość ruchu, czas napięcia mięśniowego

lub zakres ruchu (Krzysztofik, Matykiewicz, et al., 2021; Martínez-Cava et al., 2022; M. Wilk, Tufano, et al., 2020). Badania wykazały, że rekrutacja jednostek motorycznych oraz częstotliwość stymulacji wzrasta równoległe ze wzrostem obciążenia zewnętrznego, co skutkuje osiągnięciem pożądanego napięcia mięśniowego i większej siły mięśniowej (Król & Gołaś, 2017).

Poprawa siły wynikająca z ćwiczeń oporowych, takich jak wyciskanie sztangi leżąc, jest spowodowana w głównej mierze odpowiednimi modyfikacjami objętości oraz intensywności treningu, w tym też ich interakcji. Uważa się, że siła jest bardzo specyficzna, więc jeśli celem jest poprawa siły maksymalnej ocenianej w konkretnym wzorcu ruchowym, trening z obciążeniami bliskimi maksymalnych, z uwzględnieniem tego wzorca pozwoli na poprawę wyniku (Buckner et al., 2017; Fisher et al., 2017). Ponadto, sukces w wyciskaniu sztangi leżąc jest determinowany przez optymalizację techniki ćwiczenia, gdzie celem będzie wypracowanie najkrótszego przesunięcia pionowego sztangi, by ruch był optymalny pod względem wysiłku nerwowo-mięśniowego (Anderson et al., 2008; Elliott et al., 1989). Badania wskazują na transfer poprawy siły w wyciskaniu sztangi leżąc na poprawę rekrutacji jednostek motorycznych mięśni obręczy barkowej (Giorgio et al., 2009; Rodríguez-Ridao et al., 2020), a co ważniejsze dla wyników sportowych, siła w przedstawionym ćwiczeniu może być używana jako jeden z predyktorów wyniku sportowego dyscyplin opierających się na generowaniu wysokich wartości siły i mocy przez kończyny górne (Garrido et al., 2010; McKean & Burkett, 2014). Sportowcy coraz częściej dywersyfikują swój program treningowy, aby wprowadzić dodatkowy bodziec do przełamywania stagnacji, unikania monotonii, osiągania różnych celów treningowych czy skrócenia czasu trwania sesji treningowych (Krzysztofik, Golas, et al., 2020).

3.2. Współczesne metody kształtowania siły mięśniowej.

Mając na uwadze stały rozwój sportu i metod treningowych związanych z kształtowaniem siły mięśniowej, w ostatnich latach pojawiły się nowe przesłanki dotyczące opracowywania lub modyfikowania ćwiczeń oporowych. Zauważyć można rosnącą tendencję do stosowania treningu uzupełniającego lub wspomagającego w celu rozwoju hipertrofii mięśniowej, poprawy wzorców ruchowych lub słabych punktów w ramach danego ćwiczenia (P. Swinton et al., 2014; Wilson & Kritz, 2014).

Pomimo, że wielu autorów opisywało w literaturze strukturę ruchu wyciskanie sztangi leżąc (Król & Gołaś, 2017; Lehman, 2005; Saeterbakken et al., 2017; Stastny et al., 2017; M.

Wilk et al., 2019), znacznie mniej uwagi poświęcono wpływowi akcesoriów optymalizujących ruch przez wpływ na siłę maksymalną i aktywność mięśni. Obecnie zawodnicy sportów siłowych na najwyższym poziomie wykorzystują pomoce ergogeniczne i specjalistyczny sprzęt (tj. stroje do przysiadów, koszule do wyciskania leżąc, kombinezon do martwego ciągu, taśmy elastyczne na kolana, opaski stabilizujące stawy) w celu podniesienia wyników sportowych (Godawa et al., 2012; P. A. Swinton et al., 2009). Badania sugerują, że specjalistyczna koszula wykorzystywana podczas wyciskania sztangi leżąc zmienia strukturę ruchu poprzez spotęgowanie cyklu rozciągnięcie-skurcz, umożliwiając pokonywanie większych obciążeń zewnętrznych (Silver et al., 2009).

Poza sprzętem specjalistycznym, coraz powszechniejszym zjawiskiem w zaawansowanych planach treningowych jest stosowanie pomocy treningowych w postaci elastycznego oporu (Anderson et al., 2008; Bellar et al., 2011; Dugdale et al., 2019; M. Wilk, Krzysztofik, et al., 2020). Stosowanie elastycznego oporu polega na wykorzystaniu elastycznych gum o różnej sztywności do zmiany wzorca ruchu i regulacji zdolności siłowych mięśni w całym zakresie ruchu (McMaster et al., 2009; Wilson & Kritz, 2014). Ankieta przeprowadzona wśród wyczynowych zawodników sportów siłowych wykazała, że ponad 50% z nich używa gum oporowych podczas treningu z wykorzystaniem wyciskania sztangi leżąc, co stanowi największy procent wśród wszystkich innych przedstawionych modyfikacji treningowych (P. A. Swinton et al., 2009). Ponadto, w kilku badaniach wykazano, że zastosowanie elastycznego oporu w treningu opartym o wyciskanie sztangi leżąc poprawia rozwój siły górnej części ciała (Anderson et al., 2008; Bellar et al., 2011; Giorgio et al., 2009; Jones, 2014).

Pomimo rosnącej popularności i dowodów na stosowanie elastycznego treningu oporowego, znacznie mniej uwagi poświęcono treningowi z zastosowaniem elastycznej asysty. Zastosowanie elementów elastycznych w formie wspomaganie ruchu może być wykorzystywane do przełamywania bariery szybkości, pozwalając na wykonywanie wysiłku o wartości supramaksymalnej (Bellar et al., 2011; Dugdale et al., 2019; Ghigiarelli et al., 2009; McMaster et al., 2009; Wilson & Kritz, 2014). W efekcie takiego działania możliwe jest pokonywanie granic możliwości sportowca przez bieganie szybciej, skakanie wyżej i pokonywanie większych obciążeń niż byłoby to możliwe bez dodatkowego wspomaganie. W kilku badaniach wykazano, że wspomaganie elastyczne znacznie poprawia wysokość wyskoku (Tran et al., 2011) i czas sprintu (Bartolini et al., 2011), podczas gdy trening skocznościowy z elastycznym wspomaganie przez 4 tygodnie znacznie poprawił wysokość wyskoku w porównaniu z treningiem tradycyjnym (Argus et al., 2011). W porównaniu z badaniami nad oporem elastycznym, znacznie mniej uwagi poświęcono wdrożeniu

elastycznych urządzeń wspomagających, zwłaszcza w celu optymalizacji treningu górnej części ciała.

Akcesorium coraz częściej wykorzystywanym w treningu sportowym, które znacząco wpływa na kinematykę ruchu podczas wyciskania sztangi leżąc wraz z intensywnością i objętością, jest przybór „Sling Shot” (SS). SS składa się z dwóch rękawów zakładanych w okolicy łokci, połączonych elastycznym materiałem. SS z założenia spełnia podobną funkcję co specjalistyczna koszula używana w sprzętowym wyciskaniu sztangi leżąc, będąc jednak alternatywą chętnie wdrażaną w rutynę treningową przez łatwość zakładania i użycia, pozwalając na pracę z obciążeniami supramaksymalnymi w pełnym zakresie ruchu (Ferland & Comtois, 2019). Zasadniczo SS jest elementem pasywnym, ale podczas ruchu rozciąganie materiału tworzącego SS zapewnia dodatkową energię sprężystą, która wspiera sportowca w ekscentrycznej fazie ruchu i pozwala na spotęgowanie cyklu rozciągnięcie-skurcz w efekcie poprawiając fazę koncentryczną (Dugdale et al., 2019). W przeciwieństwie do oporu elastycznego generowanego przez gumy, podczas pracy z użyciem SS poza siłą wertykalną występuję również siła horyzontalna generowana przez materiał. Według producenta zastosowanie SS pozwala na użycie 10-15% większych obciążeń podczas wyciskania sztangi leżąc przy jednoczesnym zmniejszeniu napięcia mechanicznego w mięśniach naramiennych i trójgłowych ramienia. Wykazano, że SS wpływa na różne parametry wyciskania sztangi leżąc, pozwalając zwiększyć wynik testu 1RM, generowaną moc i prędkość sztangi, a także liczbę powtórzeń wykonanych do odmowy. Co więcej, zastosowanie SS zmienia również odczyty elektromiograficzne, zmieniając w ten sposób wzorzec aktywności głównych mięśni odpowiedzialnych za ruch wyciskania sztangi leżąc w zależności od zastosowanego obciążenia zewnętrznego (Dugdale et al., 2019; Niblock & Steele, 2017; Pedrosa et al., 2020; Ye et al., 2014). Badanie przeprowadzone przez Ye i wsp. (2014) wykazało, że zastosowanie SS podczas wyciskania sztangi leżąc poprawiło wynik w teście 1RM średnio o 17,6kg, pozwalając na pracę z obciążeniami supramaksymalnymi. Autorzy podkreślają jednak, że zastosowanie SS bez odpowiedniej progresji obciążenia może prowadzić do zmniejszonej aktywności mięśni. Z kolei Dugdale i wsp. (2019) sugerują, że SS bezpośrednio wpływa na ustawienie ramion powodując zmianę mechaniki wyciskania sztangi leżąc oraz przesunięcie występowania punktu krytycznego (sticking point), zmieniając przy tym aktywność mięśnia trójgłowego ramienia. Stwarza to korzystniejsze warunki biomechaniczne do generowania większej prędkości początkowej i szczytowej podczas ruchu. Jest to prawdopodobnie spowodowane największym rozciągnięciem materiału i wspomaganiami mechanicznymi na początku koncentrycznej fazy ruchu wyciskania sztangi leżąc, gdzie zaangażowanie mięśnia trójgłowego ramienia jest

fundamentalne (Dugdale et al., 2019; Van Den Tillaar & Ettema, 2009a; van den Tillaar & Ettema, 2010).

3.3. Ocena asymetrii na podstawie struktury wewnętrznej i zewnętrznej ruchu.

W ostatnich latach asymetrie występujące w obrębie konkretnych lub przeciwstawnych części ciała stały się przedmiotem zainteresowania badaczy, głównie biorąc pod uwagę analizę chodu i porównanie aktywności mięśniowej kończyn dolnych (Abdul Halim et al., 2019; Bishop, Turner, et al., 2018). Określenie asymetrii najczęściej wymaga oceny wybranych wskaźników symetrii w celu właściwej analizy i prawidłowego wnioskowania. Takie porównania pozwalają ocenić zakres i kierunek asymetrii sugerowanej jako wysoce specyficzna dla zadania, opisywana głównie w wartościach procentowych (Bell et al., 2014; Bishop, Read, et al., 2018; Carpes et al., 2010). Odwołując się do danych empirycznych, znaczna asymetria aktywności i siły mięśniowej powoduje większe obciążenie struktur pasywnych i skutkuje ograniczoną regeneracją przy jednocześnie zwiększonym ryzyku urazu (Croisier et al., 2008), co może powodować spadek wydolności fizycznej (Bishop, Turner, et al., 2018; Sarabon et al., 2020). Niemniej jednak stopień dysproporcji będzie różny w zależności od wykonywanej aktywności i wyboru wzorca ruchowego (Kuki et al., 2019). Mimo to, nie brakuje opinii, że asymetria jest cechą naturalną, związaną z czynnikami anatomicznymi i neurologicznymi, dlatego można ją uznać za funkcjonalną (Raya-González et al., 2021).

Analizując asymetrię wzorców pobudzenia mięśni podczas obustronnych ćwiczeń oporowych górnych partii ciała, takich jak wyciskanie sztangi leżąc, większość badaczy oparła swoje wnioski na analizie elektromiografii powierzchniowej (sEMG) (Stastny et al., 2017). Pomiary sEMG związane są z rejestracją i analizą sygnałów mioelektrycznych generowanych przez mięśnie szkieletowe, dając możliwość dokładnego zbadania ich aktywności, współpracy z innymi elementami narządu ruchu czy oceny skutków zmęczenia. W przeciwieństwie do klasycznego pomiaru EMG, w którym reakcja mięśnia na zewnętrzną stymulację elektryczną jest analizowana w warunkach statycznych, metoda sEMG może być opisana jako badanie dobrowolnej aktywacji nerwowo-mięśniowej w ramach wzorców ruchowych, analizy warunków pracy oraz schematów leczenia/treningu (Farina et al., 2004).

Większość dotychczasowych badań oceniających zmiany aktywności sEMG podczas wyciskania sztangi leżąc oceniała tylko dominującą kończynę lub stronę ciała (Stastny et al., 2017). Niemniej jednak, pomimo braku precyzyjnych wytycznych dotyczących pomiarów symetrycznych (Besomi et al., 2020), w ostatnich latach zaczęto podejmować próby oceny asymetrii i lateralizacji ciała. Odnosząc się do najnowszych badań dotyczących wyciskania sztangi leżąc zarówno u sportowców wyczynowych, jak i u osób trenujących rekreacyjnie, niektórzy autorzy wskazują na konieczność pomiaru aktywności sEMG po obu stronach ciała. Wynika to z faktu występowania znacznych różnic szczytowych amplitud sEMG, wskazujące na wyższe wartości po stronie dominującej (Gołaś, Maszczyk, Stastny, et al., 2018; Jarosz et al., 2020; Krzysztofik, Jarosz, et al., 2021). Różnice w pobudzeniu mięśni między stroną dominującą i niedominującą przejawiają się nie tylko w aktywności sEMG, ale także prędkości, sile, spójności ruchu oraz opóźnionym zmęczeniu (Bravi et al., 2017; van den Tillaar & Ettema, 2009). Ponadto, wraz ze zwiększeniem obciążeń zewnętrznych, wzrost amplitudy sEMG jest częściowo związany z wymaganiami dotyczącymi stabilizacji, co ostatecznie może prowadzić do wzrostu asymetrii (Gołaś, Maszczyk, Pietraszewski, et al., 2018). Należy również zauważyć, że występowanie pewnej asymetrii aktywności sEMG jest również przypisywane wcześniejszym urazom, dysbalansom mięśniowym czy dominacji kończyny (Gołaś, Maszczyk, Stastny, et al., 2018; Krzysztofik, Jarosz, et al., 2021).

Możliwe wyjaśnienia występowania asymetrii są związane z preferencyjnym używaniem kończyny dominującej, prowadzącym do morfologicznych i fizjologicznych adaptacji w funkcji i budowie mięśni, zwiększoną pobudliwością dominującej kory ruchowej lub optymalizacją ośrodkowego układu nerwowego (Bravi et al., 2017; Williams et al., 2002). Ponadto, lateralizacja motoryczna odzwierciedla biegłość każdej kończyny w zakresie specyficznych funkcji, gdzie kończyna dominująca odpowiedzialna jest głównie za ruchy dynamiczne, podczas gdy kończyna niedominująca odpowiada w szczególności za optymalizację stabilności pozycji (Mutha et al., 2013). Zależności te dotyczą całej kończyny, ale niekoniecznie poszczególnych mięśni zaangażowanych w określonych czynnościach ruchowych (Gołaś, Maszczyk, Stastny, et al., 2018).

Chociaż w wielu badaniach analizowano sEMG mięśni w trakcie wyciskania sztangi leżąc (Dugdale et al., 2019; Gołaś, Maszczyk, Pietraszewski, et al., 2018; Stastny et al., 2017; Wojdala et al., 2020), to według wiedzy autora brak jest eksperymentów dotyczących zmian właściwości mechanicznych mięśni na skutek wyciskania sztangi leżąc. Jedną z metod pozyskiwania takich zmiennych jest miotonometria, która okazała się nieinwazyjną i

wiarygodną metodą oceny właściwości biomechanicznych poszczególnych mięśni (Bizzini & Mannion, 2003). Przenośne urządzenie miotonometryczne (Myoton) mierzy mechaniczną odpowiedź tkanki mięśniowej na krótkotrwałe zaburzenie mechaniczne za pomocą ruchomej sondy i umożliwia pomiary w różnych środowiskach, także podczas treningu. Pomiary miotonometryczne służą nie tylko do oceny właściwości mechanicznych mięśni i ścięgien, ale także wykazują niemal liniową korelację z aktywnością sEMG, a zatem stanowią pośredni pomiar zmian zdolności mięśni do generowania siły (Bizzini & Mannion, 2003; Korhonen et al., 2005). Podczas gdy urządzenie Myoton ma możliwość pomiaru pięciu zmiennych (częstotliwość oscylacji napięcia mięśniowego, sztywność, elastyczność, czas relaksacji i właściwość pełzania tkanki), poprzednie badania określały jedynie częstotliwość oscylacji [Hz] badanej tkanki po jej odkształceniu i sztywność [N/m], która określa zdolność mięśnia do przeciwstawiania się zmianom jego kształtu (Jaskólska & Jaskólski, 2021), jako ważnych czynników wpływających na siłę (Hill et al., 2021; Klich et al., 2020; Lohr et al., 2018). Przedstawione badania sugerują jednak niejednoznaczne wyniki, które nie pozwalają definitywnie stwierdzić, czy dana aktywność powoduje spadek czy wzrost sztywności i częstotliwości oscylacji. Można jednak przyjąć, że rodzaj ćwiczeń, intensywność i ich objętość mogą mieć różny wpływ na właściwości mechaniczne mięśnia (Hill et al., 2021).

4. Przedmiot rozprawy

4.1. Problem badawczy

Analizując literaturę tematu, dostępne są jedynie dwie publikacje oceniające wpływ SS na parametry wyciskania sztangi leżąc uwzględniające ocenę sEMG (Dugdale et al., 2019; Ye et al., 2014). Należy jednak zauważyć, że dotychczasowe badania dotyczyły tylko dominującej strony ciała, co wydaje się ich głównym ograniczeniem ze względu na istotne różnice w amplitudzie sEMG między kończyną dominującą i niedominującą (Gołaś, Maszczyk, Stastny, et al., 2018; Jarosz et al., 2020). Co więcej, autorzy koncentrowali się na analizie obciążeń równych 100% 1RM lub nawet przekraczających tę wartość przy wysokim poziomie zmęczenia. Wynika z tego potrzeba kompleksowych badań dotyczących analizy zmian aktywności sEMG strony dominującej i niedominującej oraz asymetrii mięśniowej występującej podczas ćwiczeń dynamicznych. Głównymi mięśniami zaangażowanymi podczas wyciskania sztangi leżąc są mięsień piersiowy większy, mięsień trójgłowy ramienia i część

przednia mięśnia naramiennego (Stastny et al., 2017), stąd też do analizy w przeprowadzonych eksperymentach wybrano wymienione grupy mięśniowe. Uwzględniając zastosowanie SS w celu zwiększenia siły mięśniowej, oraz wpływ zmęczenia na aktywność mięśniową (Schick et al., 2010; Tillaar & Saeterbakken, 2014), jedno z przedstawionych w cyklu badań obejmowało minimalizowanie zmęczenia poprzez wykonanie testu 1RM w osobnym dniu przy jednoczesnym ograniczeniu liczby powtórzeń. Biorąc pod uwagę, że wcześniejsze badania wykazały spadek aktywności sEMG dominującej strony ciała po zastosowaniu SS można oczekiwać, że zastosowanie SS zmniejszy aktywność sEMG zarówno kończyny dominującej, jak i niedominującej. Mając to na uwadze, spójne wydaje się wykorzystanie pomiarów miotonometrycznych do analizy wyciskania sztangi leżąc wspomaganego SS. Pozwoli to na pełniejszą analizę działania mięśni i porównanie uzyskanych wyników z pomiarami sEMG, które powinny wskazywać na podobne efekty stosowania przyborów treningowych. Ponadto, poziom zmęczenia, na który może wskazywać wzrost częstotliwości oscylacji oraz sztywności, powinien również różnić się w zależności od warunków ze względu na odciążenie układu mięśniowo-szkieletowego za pomocą SS.

Pomimo częściowych dowodów na efektywność stosowania SS, w dotychczasowych badaniach brakowało ujednoliconego podejścia do metodologii testów. Głównym zarzutem dotyczącym przeprowadzania pomiarów był brak egzekwowania oddzielnego testu 1RM dla wyciskania sztangi leżąc wspomaganego SS (Niblock & Steele, 2017; Wojdała et al., 2020). Zgodnie z dostępną wiedzą, trzy badania obejmowały osobny pomiar 1RM dla obu warunków wyciskania sztangi leżąc (Dugdale et al., 2019; Gavanda et al., 2021; Ye et al., 2014). W publikacji Gavandy i wsp. (2021) nie wykazano znaczących różnic we wzroście maksymalnej siły i masy mięśniowej w obrębie klatki piersiowej i ramion po ośmiu tygodniach interwencji treningowej wspomaganego SS. Autorzy nie uwzględnili jednak żadnych pomiarów fizjologicznych ani zmiennych kinematycznych ruchu, co nie pozwala na pełną analizę wzorca ruchowego. Z kolei Ye i wsp. (2014) wykazali, że użycie SS w jednym powtórzeniu z obciążeniem równym 1RM wartości bazowej zwiększa prędkość sztangi i generowaną moc. Niemniej jednak, ci sami autorzy stosując oddzielny pomiar 1RM dla wyciskania sztangi leżąc z asystą SS przy zastosowaniu odpowiednio większego obciążenia zewnętrznego stwierdzono, że różnice prędkości sztangi i generowanej mocy są nieistotne. Oba prezentowane badania (Gavanda et al., 2021; Ye et al., 2014) wykazują sprzeczne wyniki w stosunku do wcześniejszych publikacji dotyczących SS, co potwierdza potrzebę bardziej szczegółowej analizy tego zagadnienia, uwzględniając różne intensywności ćwiczeń.

Wpływ zastosowania SS jako narzędzia rozwijającego wytrzymałość siłową również jest niejasny. Przedstawione dotychczas badania nie porównywały maksymalnej liczby powtórzeń ani czasu napięcia mięśniowego, które można było wykonać z asystą SS i bez niej przy tej samej względnej intensywności. Wprawdzie w publikacji z 2017 roku (Niblock & Steele, 2017) autorzy podjęli próbę oceny tego zjawiska, jednak rozważano jedynie wpływ zastosowania SS na liczbę powtórzeń z obciążeniem maksymalnym względem wyciskania sztangi leżąc bez wspomagania, w efekcie czego badani byli w stanie wykonać od 2 do 5 powtórzeń więcej. Brakuje jednak w tym zakresie analizy wpływu różnych obciążeń na wysiłek wykonywany do odmowy. Ponadto, zmienną niezbędną do pełnej ewaluacji wpływu SS na wytrzymałość siłową jest również tempo wykonywanej czynności ruchowej. Potwierdzonym jest, że tempo powtórzenia ma istotny wpływ na całkowitą liczbę powtórzeń oraz czas napięcia mięśniowego, nawet przy określonej intensywności względnej (M. Wilk, Golas, et al., 2018).

Biorąc pod uwagę przedstawione argumenty, znaczenie asymetrii mięśniowej, różnice w pobudzeniu mięśniowym kończyn górnych w odniesieniu do zmiennych kinematycznych podczas wyciskania sztangi leżąc nie zostało dostatecznie zbadane i wymaga dalszych analiz. Przedstawione dane potwierdzają, że analiza oparta na jednej stronie ciała może skutkować niespójnościami i błędnymi interpretacjami. Co więcej, dotychczasowe dowody naukowe dotyczące SS posiadają wiele nieścisłości metodologicznych i obszarów które nie zostały poddane dostatecznej ewaluacji. Z tego też powodu wydaje się w pełni uzasadnione podjęcie problematyki efektywności zastosowania przyboru „Sling Shot”, analizując kompleksowo strukturę wewnętrzną i zewnętrzną ruchu w oparciu o wyciskanie sztangi leżąc.

4.2. Cel badań, pytania badawcze, hipoteza

Celem badań była ocena wpływu przyboru „Sling Shot” na strukturę wewnętrzną i zewnętrzną ruchu. W tym celu zrealizowano trzy eksperymenty z wykorzystaniem osób rekreacyjnie wykonujących regularny trening oporowy, z uwzględnieniem doświadczenia treningowego wynoszącego minimum 3 lata. Dwa eksperymenty dotyczyły struktury wewnętrznej ruchu, gdzie analizie za pomocą techniki sEMG poddano zarówno stronę dominującą (badanie 1), jak i obie strony ciała (badanie 2) określając występujące asymetrie. Trzecie badanie dotyczyło kompleksowej oceny ruchu zarówno pod kątem struktury wewnętrznej, wykorzystując miotonometrię z określeniem asymetrii oraz struktury zewnętrznej, analizowanej na podstawie kinematyki ruchu oraz zmiennych takich jak prędkość

sztangi, generowana moc maksymalna, czas napięcia mięśniowego czy liczbę wykonanych powtórzeń do odmowy.

Pytania badawcze poszczególnych eksperymentów wchodzących w skład przedkładanego cyklu obejmowały:

Badanie 1: Jaki wpływ ma zastosowanie przyboru SS na przejawy aktywności mięśniowej w wyciskaniu sztangi leżąc w zależności od zastosowanego obciążenia zewnętrznego?

Badanie 2: Czy zastosowanie przyboru SS oddziałuje w taki sam sposób zarówno na kończynę dominującą, jak i niedominującą? Czy przybór SS może istotnie wpływać na asymetrię?

Badanie 3: Jak zastosowanie przyboru SS wpływa na wybrane zmienne kinematyczne wyciskania leżąc? Czy zastosowanie przyboru SS może ograniczyć narastanie zmęczenia podczas wysiłku?

Hipoteza badawcza: Zastosowanie przyboru SS, na skutek wspomaganie elastycznego i odciążeniu faz ruchu, w znaczący sposób wpływa na aktywność mięśniową, asymetrię między kończynami oraz zmienne kinematyczne niezależnie od zastosowanej objętości i intensywności wyciskania sztangi leżąc.

4.3. Osiągnięcie naukowe

Przedmiotem rozprawy doktorskiej jest osiągnięcie naukowe przedstawione w postaci trzech monotematycznych prac opublikowanych w czasopismach znajdujących się na liście FJCR oraz MEiN. Łączna wartość punktowa opublikowanych prac wynosi: **IF = 10,728; MEiN = 380**.

Prace zostały przedstawione pod wspólnym tematem: Efektywność zastosowania przyboru „Sling Shot” w wyciskaniu sztangi leżąc.

Wykaz opublikowanych prac:

1. **Grzegorz Wojdała**, Artur Gołaś, Michał Krzysztofik, Robert George Lockie, Robert Roczniok, Adam Zajac, Michal Wilk. „*Impact of the “Sling Shot” Supportive Device on Upper-Body Neuromuscular Activity during the Bench Press Exercise*”. International Journal of Environmental Research and Public Health 2020;17(20):1-12. **[IF = 3,390; MEiN = 140]**
2. **Grzegorz Wojdała**, Robert Trybulski, Marta Bichowska, Michał Krzysztofik. „*A comparison of electromyographic inter-limb asymmetry during a standard versus a*

Sling Shot assisted bench press exercise". Journal of Human Kinetics 2022;82(1):223-234. [IF = 2,923; MEiN = 140]

3. **Grzegorz Wojdała, Michał Krzysztofik.** "The effects of the „Sling Shot” device on bench press performance, mechanical properties of muscle, and movement kinematics. Journal of Strength and Conditioning Research 2022;37(4):780-786 [IF = 4,415; MEiN = 100]

5. Materiał i metody badawcze

Wymienione prace dotyczą oceny efektywności zastosowania przyboru „Sling Shot” w wyciskaniu sztangi leżąc analizując strukturę wewnętrzną i zewnętrzną ruchu. W każdym z badań wykorzystano przybór „Sling Shot” biorąc pod uwagę różne warunki pracy mięśniowej, jednocześnie bazując na nowoczesnej aparaturze pomiarowej uznawanej jako złoty standard w badaniach diagnostycznych.

Badanie pierwsze, opublikowane w 2020 roku, obejmowało określenie wpływu SS na aktywność nerwowo-mięśniową przedniego mięśnia naramiennego, mięśnia piersiowego większego i mięśnia trójgłowego ramienia podczas wyciskania sztangi leżąc z obciążeniem submaksymalnym i maksymalnym. Mając na uwadze zastosowanie SS ukierunkowanego na zwiększenie siły mięśniowej oraz wpływ zmęczenia na aktywność mięśniową (Schick et al., 2010; Tillaar & Saeterbakken, 2014), położono nacisk na niskie zmęczenie poprzez wykonanie testu 1RM w osobnym dniu i ograniczenie liczby powtórzeń, co wyróżnia to badanie od poprzednich. W badaniu wzięło udział 10 mężczyzn z minimum trzyletnim doświadczeniem w treningu oporowym. Eksperyment przeprowadzono zgodnie z modelem krzyżowym, w którym każdy badany wykonał sesję zapoznawczą oraz dwie sesje eksperymentalne: jedną z przyborem Sling Shot podczas protokołu wyciskania sztangi leżąc wspomaganego i jedną podczas protokołu testu kontrolnego bez wykorzystania asysty.

Wszystkie sesje poprzedzone były rozgrzewką ogólną oraz specjalistyczną, a także powtórzeniami wstępnymi wielokrotnego wyciskania sztangi leżąc z obciążeniem nieprzekraczającym 60% 1RM. Podczas sesji zapoznawczej dla każdego uczestnika dopasowano rozmiar SS w zależności od masy ciała, dokonano ewaluacji techniki wyciskania sztangi badanych oraz przeprowadzono test pomiaru 1RM zgodnie z ustandaryzowaną procedurą (M. Wilk, Golas, et al., 2020; M. Wilk, Tufano, et al., 2020). Sesje eksperymentalne, przeprowadzone o tej samej porze dnia, aby uniknąć wpływu rytmu dobowego, polegały na wykonywaniu pojedynczego powtórzenia wyciskania sztangi z progresywnym obciążeniem (70%, 85% i 100% 1RM) w celu zarejestrowania szczytowej aktywności analizowanych mięśni. Cała procedura badawcza trwała 3 tygodnie z tygodniową przerwą między każdą próbą. Wszystkie sesje testowe odbyły się w Laboratorium Siły i Mocy Akademii Wychowania Fizycznego w Katowicach. Pomiar aktywności mięśniowej wykonywane były za pomocą ośmiokanałowego systemu Noraxon TeleMyo 2400 (Noraxon USA Inc., Scottsdale, AZ; 1500Hz). Dokonano rejestracji sygnałów sEMG dla trzech mięśni: mięśnia naramiennego przedniego, mięśnia piersiowego większego i mięśnia trójgłowego ramienia po dominującej

stronie ciała. Samoprzylepne elektrody (Dri-Stick Silver Electrodes AE-131, NeuroDyne Medical, USA) umieszczono wzdłuż przypuszczalnego kierunku przebiegu włókna mięśniowego zgodnie z zaleceniami SENIAM (Konrad, 2006), które zostały następnie oznaczone w celu identyfikacji podczas kolejnych sesji pomiarowych. Do określenia momentu początku i zakończenia ruchu wykorzystano synchronizowane nagranie wideo. Co więcej, przed i po sesji pomiarowej badani wykonywali 3 sekundowe testy skurczów izometrycznych, w celu znormalizowania zapisów sEMG zgodnie z procedurą SENIAM względem maksymalnego wolicjonalnego skurczu izometrycznego (MVIC). Dane opracowano za pomocą programu Statistica 9.1 i przedstawiono jako średnie \pm odchylenia standardowe. Wszystkie zmienne prezentowały rozkład normalny według testu Shapiro-Wilka. Wpływ interakcji między warunkami, obciążeniem i aktywnością mięśni oceniono za pomocą trójczynnika analizy wariancji z powtarzanymi pomiarami (ANOVA). Porównania post-hoc przeprowadzone zostały za pomocą testu Tukeya.

Druga w cyklu publikacja, przedstawiona w *Journal of Human Kinetics*, miała na celu przeprowadzenie analizy dotyczącej zmian aktywności sEMG strony dominującej i niedominującej ciała oraz asymetrii mięśniowej występującej podczas ćwiczeń wyciskania sztangi leżąc z użyciem SS, której brakowało w bieżącej literaturze. Ponadto, biorąc pod uwagę wcześniejsze badania wykazujące spadek aktywności sEMG dominującej strony ciała stosując wspomaganie Sling Shot (Dugdale et al., 2019; Wojdała et al., 2020; Ye et al., 2014), można było przypuszczać, że zastosowanie Sling shot zmniejszy aktywność mięśniową zarówno kończyny dominującej, jak i niedominującej. Materiał i metody badawcze wykorzystane w pracy zostały przedstawione i częściowo wykorzystane w ramach publikacji z 2020 roku (Wojdała et al., 2020) w ramach cyklu badawczego i stanowią jego kontynuację. Niniejsze badanie rozszerza poprzedni eksperyment o analizę niewykorzystanych danych dotyczących niedominującej strony ciała wraz z obliczeniem wskaźnika symetrii kończyn (limb symmetry index - LSI).

Do porównań wykorzystano pojedyncze powtórzenia wyciskania leżąc z obu sesji eksperymentalnych z obciążeniem submaksymalnym i maksymalnym (85% i 100% 1RM). Podczas obu sesji rejestrowane były szczytowe amplitudy sEMG przedniego mięśnia naramiennego, mięśnia trójgłowego ramienia i mięśnia piersiowego większego obu stron ciała. Porównanie prawej i lewej strony przeprowadzono za pomocą wskaźnika symetrii kończyn ($LSI(\%) = (2 \cdot (XR - XL) / (XR + XL)) \cdot 100\%$) gdzie XR = wartości prawej strony i XL = wartości lewej strony (Aedo-Muñoz et al., 2019; Bishop, Turner, et al., 2018). Dodatnia wartość LSI wskazywała na dominację strony prawej, wartość ujemna wskazywała na przewagę strony

lewej, natomiast wynik 0 wskazywałby na idealną symetrię między kończynami (Carpes et al., 2010). Wszystkie analizy statystyczne przeprowadzono przy użyciu programu Statistica 9.1. Wyniki przedstawiono jako średnie z odchyleniami standardowymi. W celu sprawdzenia normalności i jednorodności danych zastosowano test Shapiro-Wilka. Różnice aktywności mięśniowej między warunkami wspomaganymi i kontrolnymi określono za pomocą trójczynnika analizy ANOVA z powtarzanymi pomiarami, podczas gdy do porównania wartości LSI zastosowano dwuczynnika analizę ANOVA z powtarzanymi pomiarami. W przypadku wystąpienia efektu głównego lub interakcji, wykorzystano porównania post hoc za pomocą testu Tukeya, aby zlokalizować różnice między wartościami średnimi.

W badaniu trzecim, które zostało opublikowane w *The Journals of Strength and Conditioning Research*, podjęto próbę oceny wpływu przyboru Sling Shot przy różnych obciążeniach zewnętrznych i intensywności wysiłku, z uwzględnieniem zmian właściwości mechanicznych mięśni i kinematyki wyciskania leżąc. Biorąc pod uwagę przedstawione we wcześniejszych badaniach ograniczenia, protokół badań został uzupełniony o osobny pomiar poziomu siły na podstawie testu 1RM w zależności od warunków, pozwalającego na określenie wpływu SS przy różnym zastosowanym obciążeniu zewnętrznym i różnej intensywności wysiłku. Dwunastu mężczyzn z doświadczeniem w treningu oporowym przekraczającym 3 lata wzięło udział w projekcie krzyżowym z 2 sesjami eksperymentalnymi, poprzedzonymi sesją zapoznawczą. Wszystkie testy i próby zapoznawcze przeprowadzono o tej samej porze dnia, oddzielone co najmniej 92-godzinną przerwą na regenerację, a badanych poinstruowano, aby nie wykonywali żadnych dodatkowych ćwiczeń, aby uniknąć zmęczenia. Ponadto uczestnicy zostali poproszeni o zachowanie swojego dotychczasowego poziomu nawodnienia, ilości snu i stanu odżywienia.

W tygodniu poprzedzającym sesje eksperymentalne każdy badany wziął udział w sesji zapoznawczej. Sesja zapoznawcza została wykorzystana do wykonania podstawowych pomiarów antropometrycznych, uzupełnienia stosownej dokumentacji oraz doboru odpowiedniego rozmiaru SS wraz z technicznym wykonaniem wyciskania leżąc wspomaganego przez SS. Sesje eksperymentalne poprzedzone były rozgrzewką ogólną oraz specjalistyczną, zaczynając od 5-minutowej pracy na ergometrze rowerowym. Następnie badani wykonywali indywidualną rozgrzewkę ogólnorozwojową skupioną na dynamicznych ćwiczeniach górnych partii ciała. Specyficzna część rozgrzewki obejmowała 15, 10 i 5 powtórzeń wyciskania leżąc na ławce przy użyciu odpowiednio 20, 40 i 60% szacowanego 1RM. Obie sesje eksperymentalne przebiegały według tej samej procedury, z jedyną różnicą w zastosowaniu wspomagani SS lub jego braku podczas każdego wykonywanego zadania. W obu

przypadkach pomiary obejmowały wykonywanie testu 1RM, oddzielnie dla wyciskania sztangi i wyciskania z asystą SS. Po ukończeniu testu 1RM badani wykonali 3 serie po 2 powtórzenia wyciskania sztangi leżąc na ławce przy progresywnych obciążeniach 50, 70 i 90% 1RM. Następnie wykonywano pojedynczą serię składającą się z maksymalnej liczby powtórzeń do odmowy wolicjonalnej z obciążeniem równym 70% 1RM. Odmowę wolicjonalną zdefiniowano jako niezdolność do wykonania kolejnego ruchu koncentrycznego w całym jego zakresie ruchu (Izquierdo et al., 2006). Bezpośrednio przed i po każdej serii oceniano właściwości mechaniczne mięśnia głowy długiej trójgłowego ramienia (obie kończyny). Do tego celu zastosowano ręczny miometr MyotonPRO (Myoton AS, Tallinn, Estonia), a dalszym analizom poddano parametry częstotliwości drgań (Hz) oraz sztywności ($N \cdot m^{-1}$). Z kolei do oceny właściwości kinematycznych, takich jak prędkość szczytowa, moc szczytowa, czas napięcia mięśniowego oraz liczba wykonanych powtórzeń, wykorzystano system GymAware Powertool (Kinetic Performance Technology, Canberra, Australia). Wszystkie analizy statystyczne przeprowadzono przy użyciu programu SPSS (wersja 25.0; SPSS, Inc., Chicago, IL) i przedstawiono jako średnie wraz z odchyleniem standardowym. Normalność rozkładu danych sprawdzono za pomocą testów Shapiro-Wilka. Wpływ zmiennych na właściwości mechaniczne mięśni określono za pomocą 4-czynnikowej analizy wariancji z powtarzanymi pomiarami (ANOVA). Wpływ warunków i obciążenia zewnętrznego na zmienne kinematyczne określono za pomocą dwuczynnikowych analiz ANOVA z powtarzanymi pomiarami. Różnice między warunkami w obrębie wyniku 1RM, prędkości szczytowej, mocy szczytowej, czasie napięcia mięśniowego i liczbie powtórzeń podczas serii wykonanych do odmowy zostały zbadane za pomocą testu *t*.

6. Wyniki badań

Analiza danych uzyskanych w badaniu pierwszym (2020) wykazała, że stosowanie Sling Shot istotnie wpływa na wzorzec aktywności mięśniowej podczas wyciskania sztangi na ławce płaskiej i powoduje gwałtowny spadek aktywacji mięśni w porównaniu z równym obciążeniem w warunkach kontrolnych. Głównym odkryciem niniejszego badania była istotnie niższa ($p = 0.01$) szczytowa aktywność mięśni podczas wyciskania na ławce przy użyciu przyboru SS w porównaniu z warunkami wyciskania klasycznego przy tych samych obciążeniach zewnętrznych. Warto zauważyć, że najwyższy spadek aktywności wystąpił dla mięśnia trójgłowego ramienia. Wynika to prawdopodobnie z największego wspomaganie mechanicznego przyboru na początku pracy koncentrycznej w wyciskaniu sztangi leżąc, gdzie spośród badanych mięśni największą aktywność wykazuje właśnie mięsień trójgłowy ramienia (Van Den Tillaar & Ettema, 2009a). Znaczący wzrost całkowitego %MVIC mięśni między kolejnymi obciążeniami, który sugerowali poprzedni autorzy (Dugdale et al., 2019), został również wykazany w przedstawionym badaniu. Potwierdza to wcześniejsze doniesienia wskazujące na wpływ wzrastającego obciążenia na aktywność mięśniową (Król & Gołaś, 2017; Krzysztofik, Golas, et al., 2020; Lehman, 2005). Należy zauważyć, że przy zastosowaniu mniejszych obciążeń zewnętrznych (70% 1RM) podczas pracy z asystą SS aktywność mięśni zmieniła się w najmniejszym stopniu. Różnica w %MVIC trzech grup mięśniowych pomiędzy warunkami wyciskania leżąc wzrastała wraz ze wzrostem obciążenia do poziomu 100% 1RM, gdzie wynosiła 17%.

Wyniki drugiego w cyklu badania pozwoliły dowieść, że wspomaganie Sling shot znacząco wpływa na wzorzec aktywności sEMG zarówno po dominującej, jak i niedominującej stronie ciała, wpływając jednocześnie na asymetrie międzykończynowe. Główne odkrycie niniejszego badania wskazuje, że asymetrie międzykończynowe, określone za pomocą wzoru LSI, różniły się istotnie między warunkami kontrolnymi i wspomaganymi. Ponadto, wyniki sugerują, że zastosowanie Sling Shot zwiększa względne zaangażowanie kończyny niedominującej, jednocześnie zmniejszając aktywność sEMG obu kończyn. Sesje pomiarowe wykonywane z asystą Sling Shot cechowały się zmniejszoną wartością LSI dla mięśnia naramiennego przedniego i mięśnia trójgłowego ramienia. Wyższe wartości %MVIC po stronie dominującej, występujące dla mięśnia piersiowego większego i przedniego mięśnia naramiennego, potwierdzają dominację jednej kończyny nad drugą (Gołaś, Maszczyk, Stastny, et al., 2018; Krzysztofik, Jarosz, et al., 2021). Zależność ta dotyczy całej kończyny, ale niekoniecznie poszczególnych mięśni zaangażowanych w określone ruchy (Gołaś, Maszczyk,

Pietraszewski, et al., 2018). Wynika to z zaobserwowania większej aktywności sEMG mięśnia trójgłowego ramienia po stronie niedominującej przy submaksymalnych obciążeniach, która mogła być kompensowana znacznie zwiększonym pobudzeniem mięśnia piersiowego większego po stronie dominującej. Wyniki wskazują również na zwiększone zaangażowanie kończyny niedominującej w wyciskaniu sztangi wspomaganym Sling shot, co potwierdziły niższe wartości LSI dla poszczególnych mięśni, przy szczególnie dużym spadku LSI mięśnia trójgłowego ramienia. Wartości %MVIC wszystkich trzech mięśni uzyskane w warunkach SS były znacznie niższe niż w protokole kontrolnych, co jest zgodne z wcześniejszymi badaniami (Dugdale et al., 2019; Wojdała et al., 2020; Ye et al., 2014). Jest to jednak pierwsze badanie, w którym zjawisko to zostało potwierdzone również dla szczytowej amplitudy sEMG kończyny niedominującej. W zależności od obciążenia zewnętrznego, strony ciała i analizowanych mięśni, spadek szczytowej amplitudy sEMG przy użyciu Sling shot wynosił od 6,3 do 20,4 %MVIC. Chociaż spadek amplitudy sEMG odnotowano dla wszystkich mięśni poddawanych pomiarom, należy podkreślić, że największy spadek spowodowany wspomaganie Sling shot wystąpił w obrębie mięśnia trójgłowego ramienia (12,6 do 20,4% MVIC). Z kolei najmniejszymi zmianami na skutek wprowadzenia SS, wraz z LSI nie wykazującym znaczących różnic między warunkami lub obciążeniami oraz stosunkowo niższym %MVIC w porównaniu z innymi badanymi mięśniami, cechowały się parametry mięśnia piersiowego większego.

W ostatniej przedstawionej publikacji kluczowym było uwzględnienie oddzielnego pomiaru poziomu siły określanego przez test 1RM z użyciem SS w celu porównania wpływu elastycznego wspomagania na wzorzec wyciskania sztangi leżąc, analizującego kinematykę ruchu i właściwości mięśni po obu stronach ciała. Należy wziąć pod uwagę, że przedstawione wyniki, podobnie jak w poprzednich publikacjach, wskazują, że maksymalny poziom siły i moc szczytowa zmieniły się na korzyść sesji wyciskania leżąc wspomaganego przez Sling Shot. Dodatkowo, generowana prędkość i moc zmniejszały się wraz z obciążeniem zewnętrznym niezależnie od protokołu, co jest zgodne z badaniami ruchu wyciskania leżąc w różnych warunkach (Hickmott et al., 2022; Jovanovic & Flanagan, 2014). Zauważyć jednak można, że wartości prędkości szczytowej ruchu nie wykazały różnic między warunkami pracy, co będzie kluczową zmienną związaną z kinematyką ruchu. Analizując parametry prędkości i mocy w kontekście wysiłku do odmowy wolicjonalnej, wyniki badania świadczą o braku znaczących różnic pomiędzy protokołami. W warunkach wspomaganym przez SS można jednak zaobserwować istotnie większą liczbę powtórzeń, jak i czasu napięcia mięśniowego, pomimo

zastosowania osobnego pomiaru 1RM. Ponadto, dane dotyczące mięśnia trójgłowego ramienia pozyskane przy użyciu miometru ręcznego wykazały istotnie wyższą częstotliwość oscylacji i sztywność dla pomiarów wykonywanych przed każdą serią roboczą w porównaniu z pomiarami po zakończeniu serii. Rozpatrując wpływ przyboru Sling Shot na parametry pracy mięśniowej, nie zaobserwowano istotnych interakcji uwzględniając wpływ zastosowania SS na zmienne częstotliwości i sztywności. Co istotne, podczas większości pomiarów w warunkach kontrolnych odnotować można istotnie większą sztywność mięśniową w kończynie dominującej porównując z kończyną niedominującą.

7. Podsumowanie

Celem cyklu badań, które stanowią podstawę niniejszej dysertacji było dokonanie oceny efektywności zastosowania przyboru „Sling Shot” w wyciskaniu sztangi leżąc w oparciu o strukturę wewnętrzną i zewnętrzną ruchu. Dzięki analizie zebranych danych udało się uzyskać wyczerpującą informację w kontekście zmiennych kinematycznych, aktywności mięśniowej, występujących asymetriach, a także właściwościach biomechanicznych mięśni podczas wyciskania sztangi leżąc.

W większości wcześniejszych publikacji autorzy opierali swoje obliczenia na teście 1RM przeprowadzonym jedynie z uwzględnieniem klasycznego wyciskania sztangi leżąc, co może fałszywie sugerować korzyści płynące ze stosowania SS (Niblock & Steele, 2017; Pedrosa et al., 2020). Wyniki przedstawione w badaniu z uwzględnieniem osobnego pomiaru 1RM (Wojdala & Krzysztofik, 2022) wskazują, że maksymalny poziom siły mierzony testem 1RM oraz moc szczytowa zmieniły się na korzyść wyciskania sztangi leżąc wspomaganego asystą SS. Ponadto, prędkość sztangi i generowana moc zmniejszyły się wraz ze wzrostem obciążenia zewnętrznego niezależnie od protokołu, co jest zgodne z badaniami nad ruchem wyciskania sztangi leżąc w różnych wariantach (Hickmott et al., 2022; Jovanovic & Flanagan, 2014). Zauważyć trzeba jednak, że wyniki prędkości szczytowej sztangi nie wykazały różnic między warunkami, a zatem wzrost generowanej mocy przy asyście SS wynika wyłącznie ze zwiększonego obciążenia zewnętrznego przy zachowaniu tej samej prędkości, spowodowanego rozciągnięciem samego materiału lub korzystniejszym mechanicznie położeniem ramion przed osiągnięciem punktu krytycznego (sticking point) (Dugdale et al., 2019; Wojdala et al., 2020; Ye et al., 2014). Łączenie oporu elastycznego i wolnego ciężaru może być skutecznym sposobem na zwiększenie maksymalnej siły i mocy (Anderson et al., 2008), ale kluczowe będzie w tym wypadku zidentyfikowanie rzeczywistej pracy wykonywanej przez ćwiczącego. Należy pamiętać, że korzystanie ze SS bez zastosowania odpowiednio większego obciążenia może tylko pozornie zwiększać sprawność. Mimo tego, trening uzupełniony o ćwiczenia z asystą SS, zwłaszcza z obciążeniami większymi niż stosowane na co dzień w rutynowym treningu, może skutkować przełamaniem barier mentalnych i lęku przed ekstremalnie dużym obciążeniem zewnętrznym.

W aspekcie zmiennych kinematycznych, poza wzrostem siły maksymalnej oraz mocy, SS potencjalnie może również w znaczący sposób wpływać na wytrzymałość siłową.

W kontekście wysiłku do odmowy wyniki przeprowadzonych eksperymentów wskazują na brak znaczących różnic w prędkości sztangi i generowanej mocy między warunkami wyciskania sztangi leżąc klasycznego oraz wspomaganego SS. Jest to sprzeczne z wynikami Dugdale i wsp. (2019), którzy jako jedyni zbadali te zmienne stosując wspomaganie SS w trakcie wielokrotnych powtórzeń w obrębie jednej serii. Wyniki powyższego badania wskazują na wzrost mocy i prędkości sztangi podczas 3 i 8 powtórzeń wyciskania sztangi leżąc z asystą SS w poszczególnych seriach. Ponadto, analizując w cyklu badań serie wykonywane do odmowy z uwzględnieniem relatywnego 1RM (osobnego dla klasycznego wyciskania sztangi leżąc i z SS) można mówić zarówno o większej liczbie powtórzeń jak i dłuższym czasie napięcia mięśniowego rozpatrując wyciskanie sztangi leżąc z SS. Może to świadczyć o korzystnym wpływie przyboru „Sling Shot” na wysiłek wytrzymałościowo-siłowy, co jest zgodne z wynikami Pedrosy i wsp. (2020) oraz Niblock i Steele (2017). Prawdopodobnie wynika to z większego wsparcia SS w odniesieniu do całej serii oraz odciążenia najbardziej wymagającej fazy ruchu, przed wystąpieniem punktu krytycznego (Dugdale et al., 2019). Nie jest wykluczone, że niewielka asysta SS w początkowej fazie ruchu może wywoływać efekt wzmocnienia poaktywacyjnego w ramach powtórzenia (Baker & Newton, 2009; Krzysztofik, Wilk, et al., 2020). Jak pokazują badania (Garbisu-Hualde & Santos-Concejero, 2021), efekt ten wydaje się być wywoływany podczas użycia SS na skutek większego obciążenia zewnętrznego w początkowej fazie ruchu, a następnie zwiększonej asysty SS i w efekcie wzmoczonego wykorzystania cyklu rozciągnięcie-skurcz. Z praktycznego punktu widzenia wdrożenie SS do treningu pozwoli zwiększyć objętość treningową, a w efekcie przyczynić się do poprawy lokalnej wytrzymałości siłowej i hipertrofii górnej części ciała (Izquierdo et al., 2006; Peterson et al., 2011). Ponadto, wydłużenie czasu napięcia mięśniowego może być przydatne w kształtowaniu siły i hipertrofii mięśniowej, zwłaszcza biorąc pod uwagę wydłużoną ekscentryczną fazę ruchu (M. Wilk, Golas, et al., 2018). Należy jednak pamiętać, że podczas zwiększania objętości część wykonanej pracy przejmują elementy sprężyste przyboru i konieczne jest odpowiednie zwiększenie obciążenia, aby wywołać pożądane zmiany adaptacyjne.

Analiza struktury wewnętrznej ruchu w cyklu badań opierała się na ocenie aktywności sEMG wybranych grup mięśniowych uwzględniając mięsień trójgłowy ramienia (głowa długa), piersiowy większy oraz przednią część mięśnia naramiennego. Mimo tego, że zastosowanie SS wpływa na wzrost przejawów siły maksymalnej w teście 1RM, jednocześnie wpływa na zmniejszenie aktywności niektórych zaangażowanych w ruch mięśni. Jednym z kluczowych

aspektów uzyskanych wyników była istotnie niższa szczytowa aktywność wybranych mięśni podczas wyciskania z użyciem SS w porównaniu z wyciskaniem kontrolnym przy tych samych wartościach bezwzględnych obciążenia zewnętrznego. Potwierdza to również wcześniejsze hipotezy, mówiące o wpływie obciążenia zewnętrznego oraz zastosowania SS na aktywność mięśniową podczas wyciskania sztangi leżąc. Stosowanie SS zmniejsza szczytową aktywność mięśni, powodując spadek rekrutacji jednostek motorycznych i częstotliwości pobudzenia (Lagally et al., 2004). Może to tłumaczyć niższy poziom aktywności wszystkich badanych mięśni podczas prób z obciążeniem zarówno submaksymalnym (70% i 85% 1RM), jak i maksymalnym (100% 1RM). Wnioski wcześniejszych badań w tematyce SS pokrywają się z uzyskanymi wynikami i wskazują na największy spadek aktywności w obrębie mięśnia trójgłowego ramienia. Wynika to z największego wspomaganie mechanicznego na początku fazy koncentrycznej wyciskania sztangi leżąc, gdzie mięsień trójgłowy ramienia wykazywał największą aktywność mięśniową spośród badanych obszarów mięśniowych (Van Den Tillaar & Ettema, 2009b). Ponadto, w przedstawionym cyklu badań został również potwierdzony znaczący wzrost procentowego maksymalnego dobrowolnego skurczu izometrycznego (%MVIC) mięśni między kolejnymi obciążeniami, tym razem w trakcie stosowania asysty SS, który sugerowali poprzedni autorzy (Dugdale et al., 2019; Król & Gołaś, 2017; Krzysztofik, Golas, et al., 2020; Lehman, 2005). Należy podkreślić, że im mniejsze obciążenie zewnętrzne, tym mniejsze zmiany aktywności mięśniowej zauważyć można porównując wyciskanie klasyczne i wspomagane SS. W odniesieniu do wzrastającego wsparcia przyboru SS wraz ze spadkiem aktywności mięśni, wyniki przedstawionych badań sugerują, że najbardziej wskazane będzie stosowanie SS od obciążenia przekraczającego określony %1RM, który będzie się różnił indywidualnie. Przy obciążeniu nieprzekraczającym tego progu efekt SS może być trywialny.

Zastosowanie SS jako narzędzia treningowego, poprzez zmniejszenie pobudzenia mięśni mających największy udział podczas wyciskania sztangi leżąc, pozwala zwiększyć objętość, generując przy tym mniejsze obciążenie stawów łokciowych i barkowych (Niblock & Steele, 2017; Ye et al., 2014). Należy jednak wziąć pod uwagę, że SS może mieć negatywny wpływ na efekty treningowe poprzez zmniejszenie aktywności mięśniowej (Reiman et al., 2012). Zgodnie z dostępną literaturą ćwiczenia powodujące wyższy poziom aktywności mięśni są związane z większym długoterminowym wzrostem siły i hipertrofii mięśniowej (Macadam & Feser, 2019). Wyniki przeprowadzonych eksperymentów sugerują, że osiągnięcie podobnej aktywności mięśniowej podczas wyciskania sztangi leżąc z asystą SS wymaga zastosowania

obciążenia zewnętrznego o około 15% 1RM większego niż to stosowane w trakcie klasycznego wykonania tego ćwiczenia. W aspekcie praktycznym, podczas programowania protokołu treningowego należy pamiętać o doborze i systematycznym zwiększaniu intensywności ćwiczeń, uwzględniając dodatkowe obciążenie podczas serii wspomaganych SS (La Scala Teixeira et al., 2019; Peterson et al., 2011). Co ważne, kompleksowy trening oporowy powinien obejmować ćwiczenia uzupełniające ukierunkowane na pracę mięśnia trójgłowego ramienia w celu utrzymania optymalnej siły i hipertrofii mięśniowej, z racji jego zmniejszonej aktywności podczas wykonywania wyciskania sztangi leżąc z asystą SS (Peterson et al., 2011).

Biorąc pod uwagę pracę wykonywaną z jednakową wartością obciążenia zewnętrznego, wartości %MVIC mięśni uzyskane w seriach z asystą SS były znacznie niższe niż w protokole kontrolnym, co jest zgodne z wcześniejszymi badaniami (Dugdale et al., 2019; Ye et al., 2014). Przedstawiona dysertacja to jednak pierwszy przypadek, w którym zależność ta została potwierdzona również dla kończyny niedominującej. Redukcja ta następuje w wyniku wzmocnienia wspomagania elastycznego SS po obu stronach ciała, głównie poprzez generowanie większej prędkości sztangi i zmniejszenie czasu napięcia mięśniowego podczas każdego powtórzenia (Pedrosa et al., 2020) czyli kluczowych czynników pobudzenia mięśni (M. Wilk, Tufano, et al., 2020). Chociaż spadek amplitudy sEMG odnotowano dla wszystkich zarejestrowanych mięśni, należy podkreślić, że największy spowodowany wspomaganie SS wystąpił w mięśni trójgłowym ramienia, co prawdopodobnie wynika z ułożenia rękawów samego przyboru. Dugdale i wsp. (2019) sugerują, że SS wpływa bezpośrednio na ustawienie łokcia, powodując zmianę mechaniki ruchu oraz pojawienie się punktu krytycznego ruchu, w efekcie obniżając aktywność sEMG mięśnia trójgłowego ramienia. Jest to prawdopodobnie związane z największym rozciągnięciem materiału i wspomaganie mechanicznym na początku fazy koncentrycznej podczas wyciskania sztangi leżąc, gdzie zaangażowanie mięśnia trójgłowego ramienia jest największe (Dugdale et al., 2019; Van Den Tillaar & Ettema, 2009a; van den Tillaar & Ettema, 2010).

Analizując asymetrie między kończynami, określone za pomocą wzoru LSI (limb symmetry index), przełomowym było odkrycie istotnych różnic między warunkami kontrolnymi i SS. Wspomaganie SS skutkowało zredukowaniem wartości LSI, czyli wyrównaniem asymetrii między kończynami i zwiększeniem zaangażowania kończyny niedominującej, dla mięśnia naramiennego przedniego i mięśnia trójgłowego ramienia. Należy jednak wziąć pod uwagę, że wartość %MVIC mięśnia trójgłowego ramienia jest najbardziej

podatna na zmiany w różnych warunkach wykonywania wyciskania sztangi leżąc (Stastny et al., 2017). Zgodnie z wynikami badania trzeciego niniejszego cyklu (Wojdala & Krzysztofik, 2022), najmniejszymi wahaniami LSI porównując wyciskanie sztangi klasyczne i wspomagane asystą SS, cechowały się pomiary mięśnia piersiowego większego. Sugeruje się, że Sling shot w mniejszym stopniu wpływa na symetrię międzykończynową w obrębie mięśnia piersiowego przez usytuowanie przyboru bezpośrednio na klatce piersiowej. Kontrast w aktywności sEMG poszczególnych mięśni po obu stronach ciała prawdopodobnie odzwierciedla różne poziomy siły mięśniowej, wzorce ruchowe nabyte podczas długotrwałego treningu lub przebyte kontuzje (Gołaś, Maszczyk, Stastny, et al., 2018). Mając na uwadze powyższe rozważania, przyszłe projekty badawcze, uwzględniające pomiary aktywności mięśniowej na podstawie sEMG podczas ćwiczeń oporowych, powinny uwzględniać wartości analiz symultanicznych obu stron ciała.

W świetle dotychczasowych publikacji, nagłe zmiany parametrów miotonometrii, spowodowane wykonywaniem aktywności w danych warunkach, były określane jako zmęczenie lub wzmocnienie/pobudzenie (nagła poprawa funkcji mięśnia spowodowana wcześniejszą aktywnością mięśni) (Hill et al., 2021; Tous-Fajardo et al., 2010; Trybulski et al., 2022). Podobnie jak w przypadku aktywności sEMG, analizując wyniki uzyskane poprzez pomiary urządzeniem Myoton, odnotowane zmiany częstotliwości oscylacji i sztywności mięśniowej częściowo potwierdziły wstępną hipotezę o wpływie różnych warunków i intensywności ruchu na różnice we właściwościach biomechanicznych mięśnia, nawet w przypadku stosowania asysty SS. Ponadto, wzrost sztywności w seriach wykonywanych do odmowy, w porównaniu do serii dwóch powtórzeń z obciążeniem 70% 1RM, świadczy prawdopodobnie o nasileniu się stopnia zmęczenia. Zwiększone oznaki zmęczenia można wytłumaczyć większą liczbą powtórzeń skutkującą wyższym czasem napięcia mięśniowego w porównaniu z innymi protokołami (de Paula Simola et al., 2015). Wcześniejsze badania wykazały, że wzrost częstotliwości i sztywności może być związany ze zmęczeniem oraz zmniejszoną sprawnością fizyczną (Roja et al., 2006; Wang, 2017) na skutek zwiększonego ciśnienia wewnątrzmięśniowego, które skutkuje niedotlenieniem tkanek, a w efekcie zmęczeniem i obniżeniem funkcji kurczliwych mięśni. Ponadto, zgodnie z zasadą wielkości Hennemana (1965), utrudnione warunki wysiłku (związane z większą intensywnością) wymagają aktywacji dodatkowych jednostek motorycznych o wyższym progu, aby osiągnąć wymagane napięcie mięśniowe pozwalające na kontynuację wysiłku.

Co ciekawe, w przedstawionych eksperymentach nie stwierdzono różnic w częstotliwości i sztywności mięśni w odniesieniu do warunków kontrolnych i wspomaganych SS, a także między lewą i prawą stroną ciała. Podobną wartość parametrów biomechanicznych można wytłumaczyć równoczesną zależnością mięśni od obciążenia i warunków zewnętrznych po obu stronach ciała. Wynika to z charakterystyki zamkniętego łańcucha kinematycznego wyciskania sztangi leżąc, gdzie ruch jednego stawu powoduje ruch drugiego stawu w przewidywalny sposób, promując rekrutację i aktywację mięśni, aby zapewnić stabilność stawów i przenoszenie obciążeń (K. E. Wilk et al., 1996). Co więcej, kluczowe dla przedstawionych wyników wydaje się zastosowanie oddzielnego pomiaru wartości 1RM dla dwóch osobnych warunków ruchu skutkujące porównywalnym zaangażowaniem mięśni, w przeciwieństwie do użycia tego samego obciążenia bezwzględnego opisywanego w dotychczasowych badaniach (Dugdale et al., 2019; Niblock & Steele, 2017; Pedrosa et al., 2020). Do podobnych wniosków doszli Ye i wsp. (2014), którzy nie wykazali istotnych różnic w aktywności sEMG mięśnia piersiowego większego, przedniego naramiennego i mięśnia trójgłowego ramienia przy zastosowaniu maksymalnego obciążenia wyznaczonego oddzielnie w warunkach kontrolnych oraz z asystą SS. W związku z tym, gdy pomiar 1RM wykonywany jest osobno dla wyciskania sztangi klasycznego i z SS, praca wykonywana przez mięśnie wydaje się być porównywalna. Zarówno pomiary elektromiograficzne, jak i miotonometryczne wydają się to potwierdzać.

8. Wnioski

W oparciu o aktualny stan wiedzy, odzwierciedlony w publikacjach naukowych przytoczonych w dysertacji oraz na podstawie zebranych w toku badań danych empirycznych dotyczących efektywności zastosowania przyboru SS i analiz uzyskanych wyników sformułowano następujące wnioski:

1. Zastosowanie wspomagania SS istotnie wpływa na zwiększenie poziomu siły maksymalnej określanego za pomocą testu 1RM, w głównej mierze na skutek modyfikacji wzorca ruchu oraz zwiększeniu prędkości i generowanej mocy. Przedstawione wyniki wskazują na potrzebę niezależnej oceny maksymalnego poziomu siły podczas stosowania urządzenia SS w ćwiczeniach i programach treningowych z uwzględnieniem odpowiednio większego obciążenia zewnętrznego. W przeciwnym razie efektywność i pomoc wynikająca z używania przyboru może być jedynie pozorna, nie licząc pomocy psychicznej w przezwyciężaniu punktów krytycznych ruchu.

2. SS może być również z powodzeniem stosowany do zwiększania objętości treningowej na skutek wydłużenia fazy ekscentrycznej, zwiększenia czasu pod napięciem oraz liczby powtórzeń wybranego wzorca. Bezpośrednio może to wpływać na stymulację wytrzymałości mięśniowej, wzrostu siły oraz miejscowej hipertrofii. Mając jednak na uwadze zmniejszoną aktywność mięśni, szczególnie mięśnia trójgłowego ramienia, w protokołach treningowych należy uwzględnić dodatkowe ćwiczenia akcesoryjne.
3. Zważywszy na wyniki przedstawione w dysertacji można zauważyć, że zastosowanie SS istotnie wpłynęło na wzorec aktywności mięśni podczas wyciskania sztangi leżąc. Dodatkowe wspomaganie przyboru powodują zmniejszenie aktywności mięśnia trójgłowego ramienia, mięśnia piersiowego większego i mięśnia naramiennego przedniego w porównaniu do pracy z takim samym obciążeniem w warunkach standardowych. Ponadto, asysta SS skutkowała zmniejszeniem asymetrii międzykończynowej oraz zwiększeniem zaangażowania kończyny niedominującej, gdzie efekt ten był dodatkowo potęgowany przez zwiększanie obciążenia zewnętrznego. Przedstawione rozwiązania wydają się być skutecznym sposobem na redukcję asymetrii przy jednoczesnym ograniczeniu aktywności wybranych mięśni, pozwalając na potencjalne zastosowanie SS w procesie prehabilitacji i rehabilitacji.
4. Biorąc pod uwagę nowoczesne rozwiązania diagnostyczne, zarówno elektromiografia powierzchniowa jak i miotonometria wydają się być rzetelnymi narzędziami do oceny wykonywanej pracy mięśniowej. Należy jednak mieć na uwadze występujące między metodami różnice, w efekcie których najodpowiedniejsze powinno być stosowanie obu metod pomiarowych symultanicznie.

9. Bibliografia

1. Abdul Halim, H. N., Azaman, A., Manaf, H., Saidin, S., Zulkapri, I., & Yahya, A. (2019). Gait Asymmetry Assessment using Muscle Activity Signal: A Review of Current Methods. *Journal of Physics: Conference Series*, 1372, 012075.
2. Aedo-Muñoz, E., Sanchez-Ramirez, C., Moya-Jofre, C., Bustamante-Garrido, A., Araya-Ibacache, M., Dal Bello, F., Brito, C.-J., & Miarka, B. (2019). Electromyographic inter-limb asymmetry in bench press exercise in elite paralympics weightlifters. *ISBS Proceedings Archive*, 37(1), 67.
3. Anderson, C. E., Sforzo, G. A., & Sigg, J. A. (2008). The Effects of Combining Elastic and Free Weight Resistance on Strength and Power in Athletes: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(2), 567-574.
4. Argus, C. K., Gill, N. D., Keogh, J. W., Blazeovich, A. J., & Hopkins, W. G. (2011). Kinetic and Training Comparisons Between Assisted, Resisted, and Free Countermovement Jumps. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(8), 2219–2227.
5. Baker, D. G., & Newton, R. U. (2009). Effect of Kinetically Altering a Repetition via the Use of Chain Resistance on Velocity During the Bench Press: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(7), 1941-1946.
6. Bartolini, J. A., Brown, L. E., Coburn, J. W., Judelson, D. A., Spiering, B. A., Aguirre, N. W., Carney, K. R., & Harris, K. B. (2011). Optimal Elastic Cord Assistance for Sprinting in Collegiate Women Soccer Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(5), 1263–1270.
7. Bell, D. R., Sanfilippo, J. L., Binkley, N., & Heiderscheit, B. C. (2014). Lean Mass Asymmetry Influences Force and Power Asymmetry During Jumping in Collegiate Athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(4), 884–891.
8. Bellar, D. M., Muller, M. D., Barkley, J. E., Kim, C.-H., Ida, K., Ryan, E. J., Bliss, M. V., & Glickman, E. L. (2011). The Effects of Combined Elastic- and Free-Weight Tension vs. Free-Weight Tension on One-Repetition Maximum Strength in the Bench Press: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(2), 459-463.
9. Besomi, M., Hodges, P. W., Clancy, E. A., Van Dieën, J., Hug, F., Lowery, M., Merletti, R., Søgaard, K., Wrigley, T., Besier, T., Carson, R. G., Disselhorst-Klug, C., Enoka, R. M., Falla, D., Farina, D., Gandevia, S., Holobar, A., Kiernan, M. C., McGill, K., Tucker,

- K. (2020). Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: Amplitude normalization matrix. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *53*, 102438.
10. Bishop, C., Read, P., Lake, J., Chavda, S., & Turner, A. (2018). Interlimb Asymmetries: Understanding How to Calculate Differences From Bilateral and Unilateral Tests. *Strength & Conditioning Journal*, *40*(4), 1–6.
 11. Bishop, C., Turner, A., & Read, P. (2018). Effects of inter-limb asymmetries on physical and sports performance: A systematic review. *Journal of Sports Sciences*, *36*(10), 1135–1144.
 12. Bizzini, M., & Mannion, A. F. (2003). Reliability of a new, hand-held device for assessing skeletal muscle stiffness. *Clinical Biomechanics*, *18*(5), 459–461.
 13. Bravi, R., Cohen, E. J., Martinelli, A., Gottard, A., & Minciocchi, D. (2017). When Non-Dominant Is Better than Dominant: Kinesiotape Modulates Asymmetries in Timed Performance during a Synchronization-Continuation Task. *Frontiers in Integrative Neuroscience*, *11*, 21.
 14. Buckner, S. L., Jessee, M. B., Mattocks, K. T., Mouser, J. G., Counts, B. R., Dankel, S. J., & Loenneke, J. P. (2017). Determining Strength: A Case for Multiple Methods of Measurement. *Sports Medicine*, *47*(2), 193–195.
 15. Carpes, F. P., Mota, C. B., & Faria, I. E. (2010). On the bilateral asymmetry during running and cycling – A review considering leg preference. *Physical Therapy in Sport*, *11*(4), 136–142.
 16. Croisier, J.-L., Ganteaume, S., Binet, J., Genty, M., & Ferret, J.-M. (2008). Strength Imbalances and Prevention of Hamstring Injury in Professional Soccer Players: A Prospective Study. *The American Journal of Sports Medicine*, *36*(8), 1469-1475.
 17. Cronin, J., McNAIR, P., & Marshall, R. (2003). The effects of bungy weight training on muscle function and functional performance. *Journal of Sports Sciences*, *21*(1), 59-71.
 18. de Lira, C., Vargas, V., Silva, W., Bachi, A., Vancini, R., & Andrade, M. (2019). Relative Strength, but Not Absolute Muscle Strength, Is Higher in Exercising Compared to Non-Exercising Older Women. *Sports*, *7*(1), 19.
 19. de Paula Simola, R. Á., Harms, N., Raeder, C., Kellmann, M., Meyer, T., Pfeiffer, M., & Ferrauti, A. (2015). Assessment of Neuromuscular Function After Different Strength Training Protocols Using Tensiomyography. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *29*(5), 1339–1348.

20. Dugdale, J. H., Hunter, A. M., Di Virgilio, T. G., Macgregor, L. J., & Hamilton, D. L. (2019). Influence of the “Slingshot” Bench Press Training Aid on Bench Press Kinematics and Neuromuscular Activity in Competitive Powerlifters: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(2), 327-336.
21. Elliott, B. C., Wilson, G. J., & Kerr, G. K. (1989). A biomechanical analysis of the sticking region in the bench press. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 21(4), 450–462.
22. Farina, D., Merletti, R., & Enoka, R. M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, 96(4), 1486–1495.
23. Ferland, P.-M., & Comtois, A. S. (2019). Classic Powerlifting Performance: A Systematic Review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33, 194–201.
24. Fisher, J., Steele, J., & Smith, D. (2017). High- and Low-Load Resistance Training: Interpretation and Practical Application of Current Research Findings. *Sports Medicine*, 47(3), 393–400.
25. Garbisu-Hualde, A., & Santos-Concejero, J. (2021). Post-Activation Potentiation in Strength Training: A Systematic Review of the Scientific Literature. *Journal of Human Kinetics*, 78(1), 141–150.
26. Garrido, N., Marinho, D. A., Barbosa, T. M., Costa, A. M., Silva, A. J., Pérez Turpin, J. A., & Marques, M. C. (2010). Relationships between dry land strength, power variables and short sprint performance in young competitive swimmers. *Journal of Human Sport and Exercise*, 5(2), 240–249.
27. Gavanda, S., Wever, M., Isenmann, E., & Geisler, S. (2021). Training with an elastic, supportive bench press device is not superior to a conventional training approach in trained men. *German Journal of Exercise and Sport Research*, 51(3), 312–319.
28. Gepfert, M., Krzysztofik, M., Filip, A., Mostowik, A., Lulinska, A., Wojdala, G., Drozd, M., & Wilk, M. (2019). Effect of grip width on exercise volume in bench press with a controlled movement tempo in women. *Baltic Journal of Health and Physical Activity*, 11(3), 11-18.
29. Ghigiarelli, J. J., Nagle, E. F., Gross, F. L., Robertson, R. J., Irrgang, J. J., & Myslinski, T. (2009). The Effects of a 7-Week Heavy Elastic Band and Weight Chain Program on Upper-Body Strength and Upper-Body Power in a Sample of Division 1-AA Football Players: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(3), 756–764.
30. Giorgio, P., Samozino, P., & Morin, J.-B. (2009). Multigrip Flexible Device: Electromyographical Analysis and Comparison With the Bench Press Exercise. *Journal*

- of Strength and Conditioning Research*, 23(2), 652–659.
31. Godawa, T. M., Credeur, D. P., & Welsch, M. A. (2012). Influence of Compressive Gear on Powerlifting Performance: Role of Blood Flow Restriction Training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(5), 1274-1280.
 32. Gołaś, A., Maszczyk, A., Pietraszewski, P., Wilk, M., Stastny, P., Strońska, K., Studencki, M., & Zając, A. (2018). Muscular activity patterns of female and male athletes during the flat bench press. *Biology of Sport*, 35(2), 175–179.
 33. Gołaś, A., Maszczyk, A., Stastny, P., Wilk, M., Ficek, K., Lockie, R., & Zając, A. (2018). A New Approach to EMG Analysis of Closed-Circuit Movements Such as the Flat Bench Press. *Sports*, 6(2), 27.
 34. Gołaś, A., Maszczyk, A., Zając, A., Mikołajec, K., & Stastny, P. (2016). Optimizing post activation potentiation for explosive activities in competitive sports. *Journal of Human Kinetics*, 52(1), 95–106.
 35. Henneman, E., Somjen, G., & Carpenter, D. O. (1965). Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *Journal of Neurophysiology*, 28(3), 560–580.
 36. Hickmott, L. M., Chilibeck, P. D., Shaw, K. A., & Butcher, S. J. (2022). The Effect of Load and Volume Autoregulation on Muscular Strength and Hypertrophy: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine*, 8(1), 9.
 37. Hill, M., Rosicka, K., & Wdowski, M. (2021). Effect of sex and fatigue on quiet standing and dynamic balance and lower extremity muscle stiffness. *European Journal of Applied Physiology*. 122(1):233-244
 38. Izquierdo, M., Ibañez, J., González-Badillo, J. J., Häkkinen, K., Ratamess, N. A., Kraemer, W. J., French, D. N., Eslava, J., Altadill, A., Asiain, X., & Gorostiaga, E. M. (2006). Differential effects of strength training leading to failure versus not to failure on hormonal responses, strength, and muscle power gains. *Journal of Applied Physiology*, 100(5), 1647–1656.
 39. Jarosz, J., Gołaś, A., Krzysztofik, M., Matykiewicz, P., Strońska, K., Zając, A., & Maszczyk, A. (2020). Changes in Muscle Pattern Activity during the Asymmetric Flat Bench Press (Offset Training). *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(11), 3912.
 40. Jaskólska, A., & Jaskólski, A. (2021). Właściwości fizjologiczne i mechaniczne mięśni szkieletowych—Czy są takie same w różnych mięśniach i u wszystkich osób? *Kosmos*, 69(4), 739–756.
 41. Jones, M. (2014). Effect of compensatory acceleration training in combination with

- accommodating resistance on upper body strength in collegiate athletes. *Journal of Sports Medicine*, 5, 183-189.
42. Jovanovic, M., & Flanagan, E. (2014). Researched applications of velocity based strength training. *Journal of Australian Strength & Conditioning*, 22, 58–69.
43. 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.
44. Konrad, P. (2006). *A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon U.S.A. Inc.
45. Korhonen, R. K., Vain, A., Vanninen, E., Viir, R., & Jurvelin, J. S. (2005). Can mechanical myotonometry or electromyography be used for the prediction of intramuscular pressure? *Physiological Measurement*, 26(6), 951–963.
46. Król, H., & Gołaś, A. (2017). Effect of Barbell Weight on the Structure of the Flat Bench Press: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(5), 1321-1337.
47. Krzysztofik, M., Golas, A., Wilk, M., Stastny, P., Lockie, R. G., & Zajac, A. (2020). A Comparison of Muscle Activity Between the Cambered and Standard Bar During the Bench Press Exercise. *Frontiers in Physiology*, 11, 875.
48. 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*, 56, 102513.
49. Krzysztofik, M., Matykiewicz, P., Filip-Stachnik, A., Humińska-Lisowska, K., Rzeszutko-Bełzowska, A., & Wilk, M. (2021). Range of motion of resistance exercise affects the number of performed repetitions but not a time under tension. *Scientific Reports*, 11(1), 14847.
50. Krzysztofik, M., Wilk, M., Filip, A., Zmijewski, P., Zajac, A., & Tufano, J. J. (2020). Can Post-Activation Performance Enhancement (PAPE) Improve Resistance Training Volume during the Bench Press Exercise? *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(7), 2554.
51. Krzysztofik, M., Wilk, M., Wojdała, G., & Gołaś, A. (2019). Maximizing Muscle Hypertrophy: A Systematic Review of Advanced Resistance Training Techniques and Methods. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 16(24), 4897.

52. Kuki, S., Konishi, Y., Okudaira, M., Yoshida, T., Exell, T., & Tanigawa, S. (2019). Asymmetry of force generation and neuromuscular activity during multi-joint isometric exercise. *The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, 8(1), 37–44.
53. La Scala Teixeira, C. V., Evangelista, A. L., Pereira, P. E. de A., Da Silva-Grigoletto, M. E., Bocalini, D. S., & Behm, D. G. (2019). Complexity: A Novel Load Progression Strategy in Strength Training. *Frontiers in Physiology*, 10, 839.
54. Lagally, K. M., McCaw, S. T., Young, G. T., Medema, H. C., & Thomas, D. Q. (2004). Ratings of Perceived Exertion and Muscle Activity During the Bench Press Exercise in Recreational and Novice Lifters. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(2), 359-364.
55. Lehman, G. J. (2005). The Influence of Grip Width and Forearm Pronation/Supination on Upper-Body Myoelectric Activity During the Flat Bench Press. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(3), 587-591.
56. 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.
57. Macadam, P., & Feser, E. H. (2019). Examination of Gluteus Maximus electromyographic excitation associated with dynamic hip extension during body weight exercise: A systematic review. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 14(1), 14–31.
58. Martínez-Cava, A., Hernández-Belmonte, A., Courel-Ibáñez, J., Morán-Navarro, R., González-Badillo, J. J., & Pallarés, J. G. (2022). Bench Press at Full Range of Motion Produces Greater Neuromuscular Adaptations Than Partial Executions After Prolonged Resistance Training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 36(1), 10–15.
59. McKean, M. R., & Burkett, B. J. (2014). The Influence of Upper-Body Strength on Flat-Water Sprint Kayak Performance in Elite Athletes. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 9(4), 707–714.
60. McMaster, D. T., Cronin, J., & McGuigan, M. (2009). Forms of Variable Resistance Training: *Strength and Conditioning Journal*, 31(1), 50–64.
61. Mikolajec, K., Waskiewicz, Z., Maszczyk, A., Bacik, B., Kurek, P., & Zajac, A. (2012). Effects of stretching and strength exercises on speed and power abilities in male basketball players. *Isokinetics and Exercise Science*, 20(1), 61–69.
62. Mutha, P. K., Haaland, K. Y., & Sainburg, R. L. (2013). Rethinking Motor

- Lateralization: Specialized but Complementary Mechanisms for Motor Control of Each Arm. *PLoS ONE*, 8(3), 58582.
63. Nelson, A. G., Driscoll, N. M., Landin, D. K., Young, M. A., & Schexnayder, I. C. (2005). Acute effects of passive muscle stretching on sprint performance. *Journal of Sports Sciences*, 23(5), 449–454.
64. Niblock, J., & Steele, J. (2017). The ‘Slingshot’ can enhance volume-loads during performance of bench press using unaided maximal loads. *Journal of Trainology*, 6(2), 47-51.
65. Pedrosa, G., Corrêa da Silva, B., Ferreira Barbosa, G., Rodrigues dos Santos, M., Simões, M., Alves Ferreira, G., Pedrosa, R., Dias da Silva, R., & Ribeiro Diniz, R. (2020). The ‘Sling Shot’ increased the maximum number of repetitions in the barbell bench press in men with different resistance training experience. *Human Movement*, 21(1), 22–31.
66. Peterson, M. D., Pistilli, E., Haff, G. G., Hoffman, E. P., & Gordon, P. M. (2011). Progression of volume load and muscular adaptation during resistance exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 111(6), 1063–1071.
67. Raya-González, J., Clemente, F. M., & Castillo, D. (2021). Analyzing the Magnitude of Interlimb Asymmetries in Young Female Soccer Players: A Preliminary Study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(2), 475.
68. Reiman, M. P., Bolgla, L. A., & Loudon, J. K. (2012). A literature review of studies evaluating gluteus maximus and gluteus medius activation during rehabilitation exercises. *Physiotherapy Theory and Practice*, 28(4), 257–268.
69. Requena, B., Zabala, M., Ribas, J., Erelina, J., Pääsuke, M., & González-Badillo, J. J. (2005). Effect of Post-Tetanic Potentiation of Pectoralis and Triceps Brachii Muscles on Bench Press Performance. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(3), 622-627.
70. Rodríguez-Ridao, D., Antequera-Vique, J. A., Martín-Fuentes, I., & Muyor, J. M. (2020). Effect of Five Bench Inclinations on the Electromyographic Activity of the Pectoralis Major, Anterior Deltoid, and Triceps Brachii during the Bench Press Exercise. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(19), 7339.
71. Roja, Z., Kalkis, V., Vain, A., Kalkis, H., & Eglite, M. (2006). Assessment of skeletal muscle fatigue of road maintenance workers based on heart rate monitoring and myotonometry. *Journal of Occupational Medicine and Toxicology*, 1(1), 20.

72. Saeterbakken, A. H., Mo, D.-A., Scott, S., & Andersen, V. (2017). The Effects of Bench Press Variations in Competitive Athletes on Muscle Activity and Performance. *Journal of Human Kinetics*, 57(1), 61-71.
73. Santana, J. C., Vera-Garcia, F. J., & McGill, S. M. (2007). A Kinetic and Electromyographic Comparison of the Standing Cable Press and Bench Press. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(4), 1271.
74. Sarabon, N., Kozinc, Z., Bishop, C., & Maffiuletti, N. A. (2020). Factors influencing bilateral deficit and inter-limb asymmetry of maximal and explosive strength: Motor task, outcome measure and muscle group. *European Journal of Applied Physiology*, 120(7), 1681–1688.
75. Schick, E. E., Coburn, J. W., Brown, L. E., Judelson, D. A., Khamoui, A. V., Tran, T. T., & Uribe, B. P. (2010). A Comparison of Muscle Activation Between a Smith Machine and Free Weight Bench Press: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(3), 779–784.
76. Silver, T., Fortenbaugh, D., & Williams, R. (2009). Effects of the Bench Shirt on Sagittal Bar Path: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(4), 1125–1128.
77. Stastny, P., Gołaś, A., Blazek, D., Maszczyk, A., Wilk, M., Pietraszewski, P., Petr, M., Uhlir, P., & Zajac, A. (2017). A systematic review of surface electromyography analyses of the bench press movement task. *PLOS ONE*, 12(2), 1-16.
78. Swinton, P. A., Lloyd, R., Agouris, I., & Stewart, A. (2009). Contemporary Training Practices in Elite British Powerlifters: Survey Results From an International Competition: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(2), 380-384.
79. Swinton, P., Keogh, J., & Lake, J. (2014). Practical applications of biomechanical principles in resistance training: The use of bands and chains. *Journal of Fitness Research*, 3(2), 26–41.
80. Tillaar, R. van den, & Saeterbakken, A. (2014). Effect of Fatigue Upon Performance and Electromyographic Activity in 6-RM Bench Press. *Journal of Human Kinetics*, 40(1), 57-65.
81. Tous-Fajardo, J., Moras, G., Rodríguez-Jiménez, S., Usach, R., Doutres, D. M., & Maffiuletti, N. A. (2010). Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(4), 761–766.
82. Tran, T. T., Brown, L. E., Coburn, J. W., Lynn, S. K., Dabbs, N. C., Schick, M. K., Schick, E. E., Khamoui, A. V., Uribe, B. P., & Noffal, G. J. (2011). Effects of Different

- Elastic Cord Assistance Levels on Vertical Jump. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(12), 3472–3478.
83. Trybulski, R., Wojdala, G., Alexe, D. I., Komarek, Z., Aschenbrenner, P., Wilk, M., Zajac, A., & Krzysztofik, M. (2022). Acute Effects of Different Intensities during Bench Press Exercise on the Mechanical Properties of Triceps Brachii Long Head. *Applied Science*, 12(6), 3197.
 84. van den Tillaar, R., & Ettema, G. (2009). A Comparison of Overarm Throwing with the Dominant and Nondominant Arm in Experienced Team Handball Players. *Perceptual and Motor Skills*, 109(1), 315–326.
 85. Van Den Tillaar, R., & Ettema, G. (2009a). A Comparison of Successful and Unsuccessful Attempts in Maximal Bench Pressing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(11), 2056–2063.
 86. Van Den Tillaar, R., & Ettema, G. (2009b). A Comparison of Successful and Unsuccessful Attempts in Maximal Bench Pressing: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(11), 315-326.
 87. van den Tillaar, R., & Ettema, G. (2010). The “sticking period” in a maximum bench press. *Journal of Sports Sciences*, 28(5), 529–535.
 88. Wang, J.-S. (2017). Therapeutic effects of massage and electrotherapy on muscle tone, stiffness and muscle contraction following gastrocnemius muscle fatigue. *Journal of Physical Therapy Science*, 29(1), 144–147.
 89. Wilk, K. E., Arrigo, C. A., & Andrews, J. R. (1996). Closed and Open Kinetic Chain Exercise for the Upper Extremity. *Journal of Sport Rehabilitation*, 5(1), 88–102.
 90. Wilk, M., Gepfert, M., Krzysztofik, M., Golas, A., Mostowik, A., Maszczyk, A., & Zajac, A. (2019). The Influence of Grip Width on Training Volume During the Bench Press with Different Movement Tempos. *Journal of Human Kinetics*, 68(1), 49-57.
 91. Wilk, M., Golas, A., Stastny, P., Nawrocka, M., Krzysztofik, M., & Zajac, A. (2018). Does Tempo of Resistance Exercise Impact Training Volume? *Journal of Human Kinetics*, 62(1), 241–250.
 92. Wilk, M., Golas, A., Zmijewski, P., Krzysztofik, M., Filip, A., Coso, J. D., & Tufano, J. J. (2020). The Effects of the Movement Tempo on the One-Repetition Maximum Bench Press Results. *Journal of Human Kinetics*, 72(1), 151-159.
 93. Wilk, M., Krzysztofik, M., & Bialas, M. (2020). The influence of compressive gear on maximal load lifted in competitive powerlifting. *Biology of Sport*, 37(4), 437–441.
 94. 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(1), 249–260.
95. Wilk, M., Tufano, J. J., & Zajac, A. (2020). The Influence of Movement Tempo on Acute Neuromuscular, Hormonal, and Mechanical Responses to Resistance Exercise—A Mini Review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(8), 2369–2383.
96. Williams, D. M., Sharma, S., & Bilodeau, M. (2002). Neuromuscular fatigue of elbow flexor muscles of dominant and non-dominant arms in healthy humans. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(4), 287–294.
97. Wilson, J., & Kritz, M. (2014). Practical Guidelines and Considerations for the Use of Elastic Bands in Strength and Conditioning. *Strength and Conditioning Journal*, 36(5), 1–9.
98. Ye, X., Beck, T., Stock, M., Fahs, C., Daeyeol, K., Leonneke, J., Thiebaud, R., DeFreitas, J., & Rossow, L. (2014). Acute effects of wearing an elastic, supportive device on bench press performance in young, resistance-trained males. *Gazzetta Medica Italiana*, 173(3), 91–101.

10. Kopie prac wchodzących w skład cyklu publikacji

10.1. Praca nr 1



International Journal of
*Environmental Research
and Public Health*



Article

Impact of the “Sling Shot” Supportive Device on Upper-Body Neuromuscular Activity during the Bench Press Exercise

Grzegorz Wojdala ^{1,*}, Artur Golas ¹, Michal Krzysztofik ¹, Robert George Lockie ², Robert Rocznio ¹, Adam Zajac ¹ and Michal Wilk ¹

¹ Institute of Sport Sciences, The Jerzy Kukuczka Academy of Physical Education in Katowice, 40-065 Katowice, Poland; a.golas@awf.katowice.pl (A.G.); m.krzysztofik@awf.katowice.pl (M.K.); r.roczniok@awf.katowice.pl (R.R.); a.zajac@awf.katowice.pl (A.Z.); m.wilk@awf.katowice.pl (M.W.)

² Department of Kinesiology, California State University, Fullerton, CA 92831, USA; rlockie@fullerton.edu

* Correspondence: g.wojdala@awf.katowice.pl

Received: 23 August 2020; Accepted: 20 October 2020; Published: 21 October 2020

Abstract: The aim of this study was to compare the muscle activity between the sling shot assisted (SS) and control (CONT) flat barbell bench press for selected external loads of 70%, 85%, 100% one-repetition maximum (1RM). Ten resistance-trained men participated in the study (age = 22.2 ± 1.9 years, body mass = 88.7 ± 11.2 kg, body height = 179.5 ± 4.1, 1RM in the bench press = 127.25 ± 25.86 kg, and strength training experience = 6 ± 2.5 years). Evaluation of peak muscle activity of the dominant body side was carried out using surface electromyography (sEMG) recorded for the triceps brachii, pectoralis major, and anterior deltoid during each attempt. The three-way repeated measure ANOVA revealed statistically significant main interaction for condition x muscle group ($p < 0.01$; $\eta^2 = 0.569$); load x muscle group ($p < 0.01$; $\eta^2 = 0.709$); and condition x load ($p < 0.01$; $\eta^2 = 0.418$). A main effect was also observed for condition ($p < 0.01$; $\eta^2 = 0.968$); load ($p < 0.01$; $\eta^2 = 0.976$); and muscle group ($p < 0.01$; $\eta^2 = 0.977$). The post hoc analysis for the main effect of the condition indicated statistically significant decrease in %MVIC for the SS compared to CONT condition (74.9 vs. 88.9%MVIC; $p < 0.01$; ES = 0.39). The results of this study showed that using the SS significantly affects the muscle activity pattern of the flat bench press and results in its acute decrease in comparison to an equal load under CONT conditions. The SS device may be an effective tool both in rehabilitation and strength training protocols by increasing stability with a reduction of muscular activity of the prime movers.

Keywords: resistance training; EMG; internal movement structure; training equipment; powerlifting gear

1. Introduction

The bench press is one of the three competitive lifts performed in powerlifting. It is also an individual sport discipline, with annual World and European Championships being organized (IPF, 2019). The bench press is also a basic resistance exercise for the upper body [1–3]. Depending on the structure of the movement, muscles with the highest involvement during the bench press movement include the anterior deltoid, pectoralis major, and triceps brachii [4–8]. According to Krol and Golas [9], the pectoralis major is the prime mover, while the anterior deltoid and triceps brachii act as supportive prime movers. It is worth noting that the external load alters the change in the pattern of muscle activity; for example, at maximal load, the pectoralis major acts as the supportive prime mover while the anterior deltoid becomes the prime mover [9]. Moreover, it should be taken into

consideration that muscle activity may change depending on the bench press technique modifications or application of variable resistance [10,11]. Recruitment of motor units and the frequency of stimulations increase in parallel with the increase in external load, resulting in the achievement of the desired muscle tension and greater force [9]. In addition, the tempo of movement can also affect the muscular activity [12]. Lehman [5] found that faster movement tempo results in higher total activation of the muscles involved in the movement. Surface electromyography (sEMG) is a method of recording and analyzing electric signals generated by active muscles [13]; sEMG measurements provide the opportunity to thoroughly examine muscular activity, cooperation with other elements of the musculoskeletal system, and to evaluate the effects of fatigue [2].

While there is extensive literature on the bench press movement [2,5,9,14,15], far less attention has been given to the influence of performance enhancing equipment on maximum strength and muscle activity. Currently, powerlifters at the highest level are implementing specialized gear (i.e., squat suits, bench press shirts, deadlift suits, and knee wraps) to enhance performance [16,17]. Research suggests that bench press shirts alter the mechanics of the bench press movement through the “rebound” effect during the positive work [17], allowing greater loads to be lifted [18]. An innovative alternative to the bench press shirt that can be implemented into training includes the sling shot (SS) [19]. The SS is an upper body device made of elastic material with two sleeves that wraps around the elbows. While lowering the barbell to the chest during the bench press, the SS assists in movement by stretching the material and creating elastic tension. According to the manufacturer, the SS allows use of 10–15% more weight in pressing movements while reducing the tension on shoulders and elbows. Anecdotal evidence suggests that the SS is most often used as an overloading tool for the bench press through a full range of motion. Considering the construction and usage of bench press shirts, the mechanisms mentioned above can be equally effective using the SS. This device allows utilization of the elastic recoil effect, which is used by athletes to overcome greater loads or to perform more repetitions at a certain load [20,21]. Furthermore, the SS device may be an effective tool for reducing muscle activity and increasing stability, which may allow training through a full range of motion during minor injuries and support the rehabilitation process, ensuring a faster return to full load bench press training [8,22]. Moreover, due to the lower tightness compared to bench press shirts, it allows the athlete to familiarize himself with the use of specialized equipment. Therefore, the SS seems to enhance one-repetition maximum (1RM) bench press performance, despite the decreased activity of some of the muscles involved in this movement. Despite the reduction of the physiological stimulus, the use of the SS may be beneficial in building self-confidence and getting familiar with supramaximal loads. Additionally, sEMG measurements indicate decreased muscle activity of the prime movers while wearing the SS on submaximal loads allowing to overload a specific phase of the movement [23]. Through increases in elastic energy, the SS creates more favorable biomechanical conditions for generating greater initial mean and peak velocity of the barbell during exercises such as the bench press [20].

To the authors’ knowledge, there are only two studies investigating the impact of the SS on bench press performance and sEMG [20,23]. However, recent studies have focused on analyzing loads of 100% 1RM or greater [23] on multiple repetitions under significant fatigue [20,21]. We attempted to examine the acute effects of the SS during the bench press on the neuromuscular activity of the anterior deltoid, pectoralis major, and triceps brachii to evaluate how they differ depending on the external load applied. Moreover, apart from the maximum load, the measurements were also made on selected submaximal loads considered as typical training loads among resistance trained men, which allow performance of the exercises with appropriate technique [8]. Bearing in mind that the use of the SS is focused on muscle strength and power enhancement and the impact of its use on muscle activity during repetitions performed to failure [8,24,25], the emphasis was placed on low fatigue by performing a 1RM test on separate days and limiting the number of repetitions, which is what distinguishes this study from previous ones. The lack of progressive fatigue within the sets is commonly used in muscle strength and power development programs [26]. Our initial hypothesis states that the SS elastic device and the external load have a significant impact on the sEMG of the prime movers during the flat bench press. We hypothesize that the muscle activity of the prime

movers will be significantly reduced during the bench press using the SS device with the same loads, regardless of fatigue due to the elastic assistance of the device in overcoming the external load.

2. Materials and Methods

2.1. Participants

The study involved 10 men (age = 22.2 ± 1.9 years, body mass = 88.7 ± 11.2 kg, body height 179.5 ± 4.1 , and 1RM in the bench press = 127.25 ± 25.86 kg) with a minimum of three years of resistance training experience (6 ± 2.5 years). All of the participants were right-handed. The participants were allowed to withdraw from the experiment at any moment, and were free of any injuries. All study participants were informed about the benefits and potential risks of the study before providing their written informed consent for participation. The research was approved by the Ethics Committee of The Jerzy Kukuczka Academy of Physical Education in Katowice (10/2018) and executed according to the ethical standards of the latest version of the Declaration of Helsinki, 2013.

2.2. Study Design and Procedure

The experiment was conducted following a randomized crossover design. Each subject performed two experimental sessions: one with the sling shot elastic device during the bench press protocol (SS) and one control test protocol without it (CONT), preceded by one familiarization session. One week before the main experiment, a familiarization session preceded the 1RM in the free-weight flat bench press. The 1RM test was conducted in accordance with the guidelines based on the most recent bench press exercise literature to ensure reliability and validity [27]. Experimental sessions consisted of performing the bench press alternatively with or without the SS in a random order with progressive loads (70%, 85%, and 100% 1RM) to record peak muscle activity of the anterior deltoid, pectoralis major, and triceps brachii. The entire research procedure lasted three weeks, with a one week interval between each trial (Figure 1). Study participants were required to refrain from resistance training 72 h prior to each experimental session, and were familiarized with the exercise protocol. All testing sessions were performed at the same time of the day for each participant and between participants in the Strength and Power Laboratory at the Academy of Physical Education in Katowice.

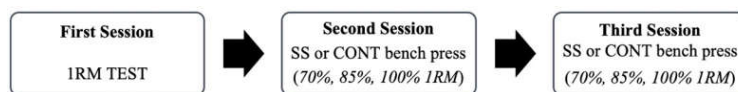


Figure 1. Schematic representation of the experimental sessions protocol.

2.3. Familiarization Session and One-Repetition Maximum Test

Prior to the 1RM trials, the participants were re-evaluated for their technical execution of the exercise with and without the SS. During the familiarization session the SS, size was adopted for each participant on the basis of bodyweight and consultation with a resistance training coach (medium, large, and extra-large size range, whereas each size provides the same tension), and the bench press grip width adopted for all sessions was 150% bi-acromial distance of each subject [15]. The participants arrived in the laboratory at the same time of the day as the upcoming experimental sessions and cycled on an ergometer for 5 min, followed by a general upper body warm-up. Next, the participants performed a specific warm-up consisting of 15, 10, and 5 bench press repetitions using 20%, 40%, and 60% of their estimated 1RM [7,28,29]. Estimation of 1RM was only used during the familiarization session to determine the actual 1RM and referred to free-weight flat bench press. For evaluation of actual 1RM, the loading started at 70% estimated 1RM and was increased by 2.5 to 10 kg for each subsequent attempt, and the process was repeated until failure [27,30–33]. In total, each participant performed between four and six attempts in the main session. The rest of the intervals between successive trials lasted 5 min [9]; the participants were verbally motivated to make a

maximum effort. Three spotters were present during all attempts to ensure safety and technical proficiency [7]. The participants executed single repetitions in each subsequent set using a 2/0/V/0 tempo of movement, which denotes a 2 s negative work during lowering of the barbell, no pause during the transition phase, and a volitional movement tempo during the positive work associated with upward displacement of the barbell [12,28,34]. All repetitions were performed without bouncing the bar off of the chest and without raising the hips off of the bench [27,29].

2.4. Experimental Session

The main experimental protocols were conducted at the same time of the day to avoid the effects of circadian rhythm on bench press results. Two testing sessions (CONT and SS) were used for the experimental trials and completed by each participant. The same warm-up protocol was adopted, and an identical rack height and grip width was implemented. All participants performed single bench press attempts alternatively with or without the SS (Figure 2), with the external loads (70%, 85%, and 100% 1RM evaluated during familiarization session), and 5 min rest intervals were allowed between successive attempts. Following the seven-day interval, the participants returned to the laboratory and completed consecutive trials.



Figure 2. SS placement during a sample flat bench press repetition. Participants were instructed to wear the SS sleeve in the middle of the elbows.

2.5. Electromyography

An eight-channel Noraxon TeleMyo 2400 system (Noraxon USA Inc., Scottsdale, AZ, USA; 1500 Hz) was used for recording and analysis of biopotentials from the muscles. The sEMG was recorded for three muscles: anterior deltoid, pectoralis major, and triceps brachii on the dominant side of the body. Before placing the gel-coated self-adhesive electrodes (Dri-Stick Silver circular sEMG Electrodes AE-131, NeuroDyne Medical, Cambridge, MA, USA), the skin was shaved, abraded, and washed with alcohol. The electrodes (11 mm contact diameter and a 2 cm center-to-center distance) were placed along the presumed direction of the underlying muscle fiber according to the recommendations by SENIAM [35]. The grounding electrode was placed on the connection with the anterior deltoid muscle. Landmarks to place the electrodes were used to ensure repeatability of the mounting location. The EMG signal was recorded at a sampling frequency of 1000 Hz. Signals were band pass filtered (8–450 Hz), after which EMG signals were converted into root mean square (RMS). Video recording was used only for identification of the beginning and completion of the movement without determining phases of the bench press. Two to three second tests of isometric contractions were performed before and after completion of all the tests in a single day in order to normalize sEMG records, according to the SENIAM procedure [35]. The maximum voluntary isometric contraction (MVIC) positions were selected according to standardized procedures, which were selected based on frequently used muscle test positions for the prime movers important during the bench press exercise movements [2]. Importantly, previous studies have shown high reliability of MVIC measurements (intraclass correlation coefficient ~0.98) [36]. Participants were instructed to gradually increase the force of the muscle contraction over a period of 2 s, and then hold to the MVIC

for another 3 s. The triceps brachii MVIC values were recorded with the anterior deltoid MVIC during a seated shoulder abduction with 90° arm flexion, the seated triceps extension with the elbow flexed to 90°, and the pectoralis major MVIC during an isometric smith machine bench press immobilized by supramaximal weight at 90° elbow flexion [35]. The highest value was selected from the entire motion of one repetition of bench press for further analysis (to estimate peak maximum voluntary isometric contraction values, MVIC, %).

2.6. Statistical Analysis

Data were presented as means \pm standard deviations. Entire calculations were performed using Statistica 9.1 (Hillview, Palo Alto, CA, USA) software. All variables showed a normal distribution, conforming to the Shapiro–Wilk test. The effect of interactions between conditions (CONT; SS), load (70%, 85%, and 100% 1RM), and muscle activity (triceps brachii, pectoralis major, and anterior deltoid) were assessed using a three-way $2 \times 3 \times 3$ (condition \times load \times muscle) repeated measures analysis of variance (ANOVA). The post hoc comparisons were conducted using the Tukey's test. The level of significance was set at $p < 0.05$ for all statistical analyses. Effect sizes and 95% confidence intervals were reported and presented. The effect sizes for main effects and interactions were determined by partial eta squared (η^2) values. Partial eta squared (η^2) values were classified as small (0.01 to 0.059), moderate (0.06 to 0.137), and large (> 0.137). Effect size (ES) was determined for pairwise comparisons using Cohen's d , and 95% confidence intervals were also calculated. ES was defined as large ($d > 0.8$), moderate (d between 0.79 and 0.5), small (d between 0.49 and 0.20), and trivial ($d < 0.2$) [37].

3. Results

The repeated measures three-way ANOVA was computed and showed a statistically significant main interaction for condition \times muscle group ($p < 0.01$; $\eta^2 = 0.569$); condition \times load ($p < 0.01$; $\eta^2 = 0.418$); load \times muscle group ($p < 0.01$; $\eta^2 = 0.709$; Table 1). A main effect also occurred for load ($p < 0.01$; $\eta^2 = 0.976$); condition ($p < 0.01$; $\eta^2 = 0.968$); and muscle group ($p < 0.01$; $\eta^2 = 0.977$; Table 1). There was no statistically significant main multi interaction for condition \times load \times muscle ($p = 0.47$; $\eta^2 = 0.091$). The post hoc tests for the main effect of condition revealed a statistically significant decrease in %MVIC for the SS compared to the CONT condition (74.9 vs. 88.9 %MVIC; $p < 0.01$; ES = 0.39). Further, the post hoc analyses for the main effect of load indicated a statistically significant increase in %MVIC for 100%1RM when compared to 85%1RM (95.7 vs. 79.7 %MVIC; $p < 0.01$; ES = 0.80), and to 70%1RM (95.7 vs. 79.7 %MVIC; $p < 0.01$; ES = 1.17), as well as a statistically significant increase in %MVIC for 85%1RM compared to 70%1RM (79.7 vs. 70.4 %MVIC; $p < 0.01$; ES = 0.39). Moreover, the post hoc analysis for the main interaction effect of condition \times load demonstrated a statistically significant decrease in %MVIC for the SS condition compared to CONT at loads of 70%1RM ($p < 0.01$; ES = 0.42); 85%1RM ($p < 0.01$; ES = 0.67); and 100%1RM ($p < 0.01$; ES = 1.12; Table 2). Similarly, the post hoc analysis for the main interaction effect of condition \times muscle revealed a statistically significant decrease in %MVIC for the SS condition in comparison to the CONT at all test loads for the anterior deltoid ($p < 0.01$; ES = 1.69), pectoralis major ($p < 0.01$; ES = 0.61), and triceps brachii ($p < 0.01$; ES = 1.23; Table 3). The post hoc analysis for the main interaction effect of load \times muscle is presented in Table 4, and post hoc results for multi interaction are presented in Table 5.

Table 1. The results of a three-way repeated measures ANOVA.

ANOVA (Number of Factors)	F	p	η^2
Condition (2)	273.5	0.01 *	0.968
Load (3)	359.5	0.01 *	0.976
Muscle (3)	386.3	0.01 *	0.977
Condition × Load (2 × 3)	6.5	0.01 *	0.418
Condition × Muscle (2 × 3)	11.9	0.01 *	0.569
Load × Muscle (3 × 3)	22.0	0.01 *	0.709
Condition × Load × Muscle (2 × 3 × 3)	0.9	0.47	0.091

* statistically significant differences at $p < 0.05$.**Table 2.** Post hoc analysis for the main interaction of two conditions vs. three loads.

Load	%MVIC of 3 Muscle Groups for CONT	%MVIC of 3 Muscle Groups for SS	p	ES
70%1RM	75.6 ± 26.0	65.1 ± 23.5	0.001 *	0.42
85%1RM	86.9 ± 21.7	72.4 ± 21.5	0.001 *	0.67
100%1RM	104.2 ± 16.0	87.2 ± 14.4	0.001 *	1.12

Data are presented as mean ± standard deviation; * statistically significant differences at $p < 0.05$.**Table 3.** Post hoc analysis for the main interaction of two conditions vs. three muscle groups.

Muscle Group	%MVIC of 3 Loads for CONT	%MVIC of 3 Loads for SS	p	ES
Anterior deltoid	115.0 ± 9.8	100.5 ± 7.1	0.001 *	1.69
Pectoralis major	67.0 ± 17.0	57.8 ± 13.0	0.001 *	0.61
Triceps brachii	84.7 ± 15.2	66.5 ± 14.5	0.001 *	1.23

Data are presented as mean ± standard deviation; * statistically significant differences at $p < 0.05$.**Table 4.** Post hoc analysis for the main interaction of three loads vs. three muscle groups.

Load	Anterior Deltoid %MVIC	
70%1RM	102.1 ± 9.9	
85%1RM	107.9 ± 10.3	
100%1RM	113.4 ± 10.6	
	p	ES
70%1RM vs. 85%1RM	0.135	0.57
70%1RM vs. 100%1RM	0.001 *	1.10
85%1RM vs. 100%1RM	0.182	0.53
Load	Pectoralis Major %MVIC	
70%1RM	45.9 ± 5.4	
85%1RM	61.5 ± 7.0	
100%1RM	79.8 ± 8.9	
	p	ES
70%1RM vs. 85%1RM	0.001 *	2.50
70%1RM vs. 100%1RM	0.001 *	4.61
85%1RM vs. 100%1RM	0.001 *	2.29
Load	Triceps Brachii %MVIC	
70%1RM	63.2 ± 9.6	
85%1RM	69.6 ± 11.9	
100%1RM	94.0 ± 12.0	
	p	ES
70%1RM vs. 85%1RM	0.067	0.59
70%1RM vs. 100%1RM	0.001 *	2.83
85%1RM vs. 100%1RM	0.001 *	2.04

Data are presented as mean ± standard deviation; * statistically significant differences at $p < 0.05$.

Table 5. Results of the main multi interaction effect of condition × load × muscle group.

Muscle Group	%MVIC for CONT (95% CI)	%MVIC for SS (95% CI)	<i>p</i>	ES
70% 1RM				
Anterior deltoid	108.0 ± 8.8 (101.7 to 114.3)	96.1 ± 7.1 (91.0 to 101.2)	0.001 *	1.49
Pectoralis major	48.1 ± 5.6 (44.1 to 52.1)	43.7 ± 4.4 (40.6 to 46.8)	0.755	0.87
Triceps brachii	70.7 ± 6.6 (66.0 to 75.4)	55.6 ± 5.1 (52.0 to 59.2)	0.001 *	2.56
85%1RM				
Anterior deltoid	114.6 ± 8.1 (108.8 to 120.4)	101.1 ± 7.6 (95.7 to 106.5)	0.001 *	1.72
Pectoralis major	66.4 ± 5.6 (62.4 to 70.4)	56.6 ± 4.5 (53.4 to 59.8)	0.001 *	1.93
Triceps brachii	79.8 ± 6.1 (75.4 to 84.2)	59.4 ± 5.6 (55.4 to 63.4)	0.001 *	3.48
100%1RM				
Anterior deltoid	122.5 ± 6.0 (118.2 to 126.8)	104.2 ± 4.0 (101.3 to 107.1)	0.001 *	3.59
Pectoralis major	86.6 ± 6.3 (82.1 to 91.1)	73.0 ± 4.8 (69.6 to 76.4)	0.001 *	2.43
Triceps brachii	103.5 ± 5.5 (99.6 to 107.4)	84.4 ± 8.6 (78.3 to 90.5)	0.001 *	2.65

Data are presented as mean ± standard deviation; * statistically significant differences at $p < 0.05$; CI = confidence interval.

4. Discussion

The main finding of the present study was a significantly lower peak muscle activity of the prime movers during the bench press using the SS device in comparison to CONT bench press conditions at the same absolute external loads. Moreover, our findings confirm that the external load and the use of the SS affect muscle activity considered during the bench press exercise.

To date, only two studies have examined the effect of the SS on muscle activity of the prime movers during the flat bench press movement [20,23]. A study by Ye et al. [23] indicated a significant increase in the mean barbell velocity and 1RM during bench press with the SS. The SS supportive device seems to have an acute effect on 1RM bench press performance. Using the SS reduces peak activity of muscles up to 1RM values, causing a decrease in the recruitment of motor units and the frequency of excitation [4]. This may explain a lower level of activity for all studied muscles during submaximal and maximal loading (70%, 85%, and 100% 1RM). The presented results indicate a decrease in activity of all the studied muscles during the bench press at the 1RM load with the assistance of the SS device, which was confirmed in previous research [20]. Dugdale et al. [20] studied the effects of the SS on barbell velocity and muscle activity in male powerlifters. Normalized activity for all muscles (grouped) was reduced in the SS trials. Moreover, the SS absorbs part of the external load by providing additional elastic enhancement, which reduces muscle tension. However, at the same time, the use of the SS during the bench press exercise allows for overcoming greater loads than without the use of this supportive device [20,21,23]. The authors suggest the possibility of a mechanically favorable position of the elbows and a shift of the sticking point as a possible explanation of this phenomenon [23]. Furthermore, research suggests that using the SS in training allows athletes to perform a greater volume of work, which may contribute to greater strength outcomes [21].

Changes in muscle activity after the application of the SS occurred both in the total and individual outcomes. It is noteworthy that the use of the SS at the same load caused an insignificant decline in muscle activity of the anterior deltoid. The authors point to a less significant role of the anterior deltoid in the bench press movement, which is not consistent with other bench press research, indicating the critical role of the anterior deltoid in overcoming maximum loads [9]. On the

contrary, we found that the anterior deltoid showed the highest activity (%) in all conditions, and its activity decreased with the use of the SS at all loads. Thus, the changes in the activity of particular muscles due to the variation in external loads and conditions may be partially attributed to the lifting technique, different levels of muscular strength of these muscles, and previous injuries [38,39]. A decrease in muscle activity due to use of the SS can also be caused by reducing the requirements in the three-plane stabilization process during the bench press [8]. Research shows that a decrease in stabilization results in increased movement requirements and increases the activity of individual muscles [8,40,41], along with the loss of force output [42]. Considering the construction and usage of the SS, this seems to be caused by the increased stabilization and connection of the elbows with the layer of fabric. Thus, the SS can be used in the continuum of rehabilitation exercises based on muscle activation, or implemented among people with shoulder instability [22]. Moreover, it seems that use of the SS reduces the stress placed on the shoulder and elbow joints [23]. The conclusion of previous SS studies coincide with our results, and indicate the highest decrease in muscle activity of the triceps brachii while using this device. This is due to the greatest mechanical assistance at the beginning of the positive work of the bench press lift, where the triceps brachii shows the highest activity among the examined muscles [43]. It should be taken into account that the SS may have a negative effect on training outcomes by reducing muscle activity [44]. According to previous research, exercises producing higher levels of muscle activity are associated with greater long-term strength and hypertrophy adaptive changes [45]. The results of our research suggest that achieving similar muscle activity requires an additional 15% to the 1RM (70% 1RM CONT vs. 85% 1RM SS, 85% 1RM CONT vs. 100% 1RM SS; Table 2). Therefore, when programming a training protocol, one should not omit systematic progress of exercise intensity with an additional load when using the SS [46,47]. Importantly, comprehensive training should include triceps brachii accessory exercises due to the significantly diminished activity of this muscle while using the SS during the bench press exercise.

A significant increase in total %MVIC of the prime movers between subsequent loads that previous authors suggested [20] was also confirmed in our study (Table 4). This confirms previous research indicating the impact of increasing load on muscle and efferent motor activity [5,7,9]. It should be noted that with the use of lower external loads during exercises with the SS, muscle activity changes to a lesser extent. The difference in %MVIC of three muscle groups between the CONT and SS groups increased with the progression of the load up to 100% 1RM, where it amounted to 17% (Table 2). In regards to the increasing assistance of the SS device along with a decline in muscle activity, the results of the presented study showed that the most advisable use of the SS should start with the load exceeding particular %1RM, which will vary individually. With the load not exceeding this threshold, the SS effect may be negligible.

Fatigue can be an important factor affecting muscle activity, which should be taken into account in research protocols [48]. The only study that measured muscle activity with the SS on submaximal loads of 70% and 87.5% 1RM [20] was associated with high fatigue levels by time-consuming procedures with multiple repetitions. Protocols used in studies can significantly affect sEMG measurements, with particular regard to the pre-exhaustion and no-exhaustion methods [38]. Moreover, introducing pre-exhaustion exercise before the bench press may lead to an increased triceps brachii and decreased pectoralis major activity [49]. While such activities can both increase and decrease the activity of the muscles, multiple repetitions cause increased prime movers activity during the bench press exercise [25]. Taking this into consideration, we have limited the attempts in our procedure to determine the actual impact of the SS with minimum fatigue. Some authors suggest that fatigue can be a protective strategy to maintain muscle reserve and retrain muscle activity in case of muscle damage [49]. Furthermore, low fatigue resistance training seems to stimulate strength gains as much as high fatigue protocols while minimizing training discomfort [50]. A low number of repetitions used in our exercise protocol in combination with high intensity is used both in training focused on the development of power and maximum strength among competitive powerlifters [19]. The results of our research indicate a similar influence of the SS in low fatigue conditions as well as in more exhausting procedures [20], with the greatest decreases in anterior deltoid and triceps brachii

muscle activity. This indicates the possibility of using the SS in strength and power training based on a low number of repetitions and high velocity without significant fatigue [26,51,52].

The present study has several limitations that should be addressed. Although the results showed significant changes in activity of the prime movers between the bench press with and without the SS device at different absolute external loads, the muscle activity measurements were conducted only from one side of the body (dominant), and the reliability of the MVIC was not measured. Moreover, the evaluation of the external structure of the movement (i.e., forces and movement torques) was omitted in this study, nor were the kinematics evaluated of the two bench press conditions. Furthermore, relative loads were used rather than absolute loads. Future research should consider the evaluation of the SS device on activity of the prime movers from both sides of the body, as well as chronic effects of the SS in relation to strength, power, and muscular hypertrophy.

5. Conclusions

The presented study compared the activity of selected muscles during conventional and SS-supported bench press at 70%, 85%, and 100% 1RM among resistance-trained men. Considering the results of our study, it can be stated that the SS elastic device significantly affected the muscle activity pattern of the flat bench press exercise. The use of the SS resulted in a decrease in activity of the triceps brachii, pectoralis major, and anterior deltoid muscles during the flat bench press in comparison to lifting an equal load under standard conditions. Moreover, muscle activity decreased along with the assistance of the SS device, which was greater at higher loads. The SS device may be an effective tool to reduce the activity of chosen muscles and increase stability during movement, which potentially can be beneficial during the rehabilitation process and ensure a faster return to training. The influence of the SS has also been confirmed in the absence of increasing fatigue within the sets, allowing implementation of the device in specific strength and power programs. However, considering the decreased activity of the prime movers, additional load and supplemental exercises should be included in training protocols focused on strength and hypertrophy.

Author Contributions: Conceptualization, G.W. and A.G.; methodology, G.W., A.G. and M.K.; investigation, R.R. and A.Z.; data curation, G.W. and A.G.; writing—original draft preparation, G.W., A.G. and M.K.; writing—review and editing, R.G.L., A.Z., M.W. and M.K.; supervision, M.W. and A.Z. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This study was supported by research grants of Ministry of Science and Higher Education of Poland (NRSA3 03953 and NRSA4 04054).

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

1. Gołaś, A.; Maszczyk, A.; Petr, M.; Statsny, P.; Wilk, M.; Wróbel, G. Changes in Bar Velocity and Muscular Activity during the Bench Press in Relation to the Load Lifted. *CEJSSM* **2015**, *11*, 95–101, doi:10.18276/cej.2015.3-11.
2. Stastny, P.; Gołaś, A.; Blazek, D.; Maszczyk, A.; Wilk, M.; Pietraszewski, P.; Petr, M.; Uhler, P.; Zając, A. A systematic review of surface electromyography analyses of the bench press movement task. *PLoS ONE* **2017**, *12*, e0171632, doi:10.1371/journal.pone.0171632.
3. Gepfert, M.; Krzysztofik, M.; Filip, A.; Mostowik, A.; Lulinska, A.; Wojdala, G.; Drozd, M.; Wilk, M. Effect of grip width on exercise volume in bench press with a controlled movement tempo in women. *BJHPA* **2019**, *11*, 11–18, doi:10.29359/BJHPA.11.3.02.
4. Lagally, K.M.; McCaw, S.T.; Young, G.T.; Medema, H.C.; Thomas, D.Q. Ratings of Perceived Exertion and Muscle Activity during the Bench Press Exercise in Recreational and Novice Lifters. *J. Strength Cond. Res.* **2004**, *18*, 359–364, doi:10.1519/R-12782.1.
5. Lehman, G.J. The Influence of Grip Width and Forearm Pronation/Supination on Upper-Body Myoelectric Activity during the Flat Bench Press. *J. Strength Cond. Res.* **2005**, *19*, 587–591, doi:10.1519/R-15024.1.

6. Requena, B.; Zabala, M.; Ribas, J.; Ereline, J.; Pääsuke, M.; González-Badillo, J.J. Effect of Post-Tetanic Potentiation of Pectoralis and Triceps Brachii Muscles on Bench Press Performance. *J. Strength Cond. Res.* **2005**, *19*, 622–627, doi:10.1519/15124.1.
7. Krzysztofik, M.; Golas, A.; Wilk, M.; Stastny, P.; Lockie, R.G.; Zajac, A. A Comparison of Muscle Activity between the Cambered and Standard Bar during the Bench Press Exercise. *Front. Physiol.* **2020**, *11*, 875, doi:10.3389/fphys.2020.00875.
8. Coratella, G.; Tornatore, G.; Longo, S.; Esposito, F.; Cè, E. Specific prime movers' excitation during free-weight bench press variations and chest press machine in competitive bodybuilders. *Eur. J. Sport Sci.* **2020**, *20*, 571–579, doi:10.1080/17461391.2019.1655101.
9. Król, H.; Golaś, A. Effect of Barbell Weight on the Structure of the Flat Bench Press: *J. Strength Cond. Res.* **2017**, *31*, 1321–1337, doi:10.1519/JSC.0000000000001816.
10. Cronin, J.; McNAIR, P.; Marshall, R. The effects of bungy weight training on muscle function and functional performance. *J. Sports Sci.* **2003**, *21*, 59–71, doi:10.1080/0264041031000071001.
11. Santana, J.C.; Vera-Garcia, F.J.; McGill, S.M. A Kinetic and Electromyographic Comparison of the Standing Cable Press and Bench Press. *J. Strength Cond. Res.* **2007**, *21*, 1271–1279, doi:10.1519/R-20476.1.
12. Wilk, M.; Tufano, J.J.; Zajac, A. The Influence of Movement Tempo on Acute Neuromuscular, Hormonal, and Mechanical Responses to Resistance Exercise—A Mini Review. *J. Strength Cond. Res.* **2020**, *34*, 2369–2383, doi:10.1519/JSC.0000000000003636.
13. Farina, D.; Merletti, R.; Enoka, R.M. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J. Appl. Physiol.* **2004**, *96*, 1486–1495, doi:10.1152/jappphysiol.01070.2003.
14. Saeterbakken, A.H.; Mo, D.-A.; Scott, S.; Andersen, V. The Effects of Bench Press Variations in Competitive Athletes on Muscle Activity and Performance. *J. Hum. Kinet.* **2017**, *57*, 61–71, doi:10.1515/hukin-2017-0047.
15. Wilk, M.; Gepfert, M.; Krzysztofik, M.; Golas, A.; Mostowik, A.; Maszczyk, A.; Zajac, A. The Influence of Grip Width on Training Volume during the Bench Press with Different Movement Tempos. *J. Hum. Kinet.* **2019**, *68*, 49–57, doi:10.2478/hukin-2019-0055.
16. Swinton, P.A.; Lloyd, R.; Agouris, I.; Stewart, A. Contemporary Training Practices in Elite British Powerlifters: Survey Results from an International Competition. *J. Strength Cond. Res.* **2009**, *23*, 380–384, doi:10.1519/JSC.0b013e31819424bd.
17. Godawa, T.M.; Credeur, D.P.; Welsch, M.A. Influence of Compressive Gear on Powerlifting Performance: Role of Blood Flow Restriction Training. *J. Strength Cond. Res.* **2012**, *26*, 1274–1280, doi:10.1519/JSC.0b013e3182510643.
18. Silver, T.; Fortenbaugh, D.; Williams, R. Effects of the Bench Shirt on Sagittal Bar Path: *J. Strength Cond. Res.* **2009**, *23*, 1125–1128, doi:10.1519/JSC.0b013e3181918949.
19. Ferland, P.-M.; Comtois, A.S. Classic Powerlifting Performance: A Systematic Review. *J. Strength Cond. Res.* **2019**, *33*, S194–S201, doi:10.1519/JSC.0000000000003099.
20. Dugdale, J.H.; Hunter, A.M.; Di Virgilio, T.G.; Macgregor, L.J.; Hamilton, D.L. Influence of the “Slingshot” Bench Press Training Aid on Bench Press Kinematics and Neuromuscular Activity in Competitive Powerlifters. *J. Strength Cond. Res.* **2019**, *33*, 327–336, doi:10.1519/JSC.0000000000001853.
21. Niblock, J.; Steele, J. The ‘Slingshot’ can enhance volume-loads during performance of bench press using unaided maximal loads. *J. Trainol.* **2017**, *6*, 47–51, doi:10.17338/trainology.6.2_47.
22. Edwards, P.K.; Ebert, J.R.; Littlewood, C.; Ackland, T.; Wang, A. A Systematic Review of Electromyography Studies in Normal Shoulders to Inform Postoperative Rehabilitation Following Rotator Cuff Repair. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* **2017**, *47*, 931–944, doi:10.2519/jospt.2017.7271.
23. Ye, X.; Beck, T.; Stock, M.; Fahs, C.; Daeyeol, K.; Leonneke, J.; Thiebaud, R.; DeFreitas, J.; Rossow, L. Acute effects of wearing an elastic, supportive device on bench press performance in young, resistance-trained males. *Gazz. Med. Ital.* **2014**, *173*, 91–101.
24. Schick, E.E.; Coburn, J.W.; Brown, L.E.; Judelson, D.A.; Khamoui, A.V.; Tran, T.T.; Uribe, B.P. A Comparison of Muscle Activation between a Smith Machine and Free Weight Bench Press. *J. Strength Cond. Res.* **2010**, *24*, 779–784, doi:10.1519/JSC.0b013e3181cc2237.
25. Van den Tillaar, R.; Saeterbakken, A. Effect of Fatigue upon Performance and Electromyographic Activity in 6-RM Bench Press. *J. Hum. Kinet.* **2014**, *40*, 57–65, doi:10.2478/hukin-2014-0007.
26. Zatsiorsky, V.; Kraemer, W. *Science and Practice of Strength Training*, 2nd ed.; Human Kinetics: Champaign, IL, USA, 2006.
27. Padulo, J.; Laffaye, G.; Chaouachi, A.; Chamari, K. Bench press exercise: The key points. *J. Sports Med. Phys. Fitness* **2015**, *55*, 604–608.

28. Wilk, M.; Golas, A.; Zmijewski, P.; Krzysztolik, M.; Filip, A.; Coso, J.D.; Tufano, J.J. The Effects of the Movement Tempo on the One-Repetition Maximum Bench Press Results. *J. Hum. Kinet.* **2020**, *72*, 151–159, doi:10.2478/hukin-2020-0001.
29. Krzysztolik, M.; Wilk, M. The effects of plyometric conditioning on post-activation bench press performance. *J. Hum. Kinet.* **2020**, *74*, 7–20.
30. Levinger, I.; Goodman, C.; Hare, D.L.; Jerums, G.; Toia, D.; Selig, S. The reliability of the 1RM strength test for untrained middle-aged individuals. *J. Sci. Med. Sport* **2009**, *12*, 310–316, doi:10.1016/j.jsams.2007.10.007.
31. Jarosz, J.; Golaś, A.; Krzysztolik, M.; Matykiewicz, P.; Strońska, K.; Zajac, A.; Maszczyk, A. Changes in Muscle Pattern Activity during the Asymmetric Flat Bench Press (Offset Training). *IJERPH* **2020**, *17*, 3912, doi:10.3390/ijerph17113912.
32. Wilk, M.; Krzysztolik, M.; Filip, A.; Szkudlarek, A.; Lockie, R.G.; Zajac, A. Does Post-Activation Performance Enhancement Occur during the Bench Press Exercise under Blood Flow Restriction? *IJERPH* **2020**, *17*, 3752, doi:10.3390/ijerph17113752.
33. Krzysztolik, M.; Wilk, M.; Filip, A.; Zmijewski, P.; Zajac, A.; Tufano, J.J. Can Post-Activation Performance Enhancement (PAPE) Improve Resistance Training Volume during the Bench Press Exercise? *IJERPH* **2020**, *17*, 2554, doi:10.3390/ijerph17072554.
34. Padulo, J.; Laffaye, G.; Chamari, K.; Concu, A. Concentric and Eccentric: Muscle Contraction or Exercise? *Sports Health* **2013**, *5*, 306–306, doi:10.1177/1941738113491386.
35. Konrad, P. *A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*; Noraxon U.S.A. Inc.: Scottsdale, AZ, USA, 2006; ISBN 0-9771622-1-4.
36. Muñoz, J.M.; Rodríguez-Ridao, D.; Martín-Fuentes, I.; Antequera-Vique, J.A. Evaluation and comparison of electromyographic activity in bench press with feet on the ground and active hip flexion. *PLoS ONE* **2019**, *14*, e0218209, doi:10.1371/journal.pone.0218209.
37. Lakens, D. Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: A practical primer for *t*-tests and ANOVAs. *Front. Psychol.* **2013**, *4*, doi:10.3389/fpsyg.2013.00863.
38. Brennecke, A.; Guimarães, T.M.; Leone, R.; Cadarci, M.; Mochizuki, L.; Simão, R.; Amadio, A.C.; Serrão, J.C. Neuromuscular Activity during Bench Press Exercise Performed with and without the Preexhaustion Method. *J. Strength Cond. Res.* **2009**, *23*, 1933–1940, doi:10.1519/JSC.0b013e3181b73b8f.
39. Golas, A.; Maszczyk, A.; Stastny, P.; Wilk, M.; Ficek, K.; Lockie, R.; Zajac, A. A New Approach to EMG Analysis of Closed-Circuit Movements Such as the Flat Bench Press. *Sports* **2018**, *6*, 27, doi:10.3390/sports6020027.
40. Norwood, J.T.; Anderson, G.S.; Gaetz, M.B.; Twist, P.W. Electromyographic Activity of the Trunk Stabilizers during Stable and Unstable Bench Press. *J. Strength Cond. Res.* **2007**, *21*, 343–347, doi:10.1519/R-17435.1.
41. Anderson, G.S.; Gaetz, M.; Holzmann, M.; Twist, P. Comparison of EMG activity during stable and unstable push-up protocols. *Eur. J. Sport Sci.* **2013**, *13*, 42–48, doi:10.1080/17461391.2011.577240.
42. Anderson, K.G.; Behm, D.G. Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. *J. Strength Cond. Res.* **2004**, *18*, 637–640, doi:10.1519/1533-4287(2004)18<637:MOEAL>2.0.CO;2.
43. Van Den Tillaar, R.; Ettema, G. A Comparison of Successful and Unsuccessful Attempts in Maximal Bench Pressing. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2009**, *41*, 2056–2063, doi:10.1249/MSS.0b013e3181a8c360.
44. Reiman, M.P.; Bolgia, L.A.; Loudon, J.K. A literature review of studies evaluating gluteus maximus and gluteus medius activation during rehabilitation exercises. *Physiother. Theory Pract.* **2012**, *28*, 257–268, doi:10.3109/09593985.2011.604981.
45. Macadam, P.; Feser, E.H. Examination of Gluteus Maximus Electromyographic Excitation Associated with Dynamic Hip Extension during Body Weight Exercise: A Systematic Review. *Int. J. Sports Phys. Ther.* **2019**, *14*, 14–31.
46. Peterson, M.D.; Pistilli, E.; Haff, G.G.; Hoffman, E.P.; Gordon, P.M. Progression of volume load and muscular adaptation during resistance exercise. *Eur. J. Appl. Physiol.* **2011**, *111*, 1063–1071, doi:10.1007/s00421-010-1735-9.
47. La Scala Teixeira, C.V.; Evangelista, A.L.; Pereira, P.E.d.A.; Da Silva-Grigoletto, M.E.; Bocalini, D.S.; Behm, D.G. Complexity: A Novel Load Progression Strategy in Strength Training. *Front. Physiol.* **2019**, *10*, 839, doi:10.3389/fphys.2019.00839.
48. Enoka, R.M.; Duchateau, J. Muscle fatigue: What, why and how it influences muscle function: Muscle fatigue. *J. Physiol.* **2008**, *586*, 11–23, doi:10.1113/jphysiol.2007.139477.

49. Gentil, P.; Oliveira, E.; de Araújo Rocha, V., Jr.; do Carmo, J.; Bottaro, M. Effects of Exercise Order on Upper-Body Muscle Activation and Exercise Performance. *J. Strength Cond. Res.* **2007**, *21*, 1082–1086, doi:10.1519/R-21216.1.
50. Folland, J.P. Fatigue is not a necessary stimulus for strength gains during resistance training * Commentary. *Br. J. Sports Med.* **2002**, *36*, 370–373, doi:10.1136/bjism.36.5.370.
51. Methenitis, S.; Mpampoulis, T.; Spiliopoulou, P.; Papadimas, G.; Papadopoulos, C.; Chalari, E.; Evangelidou, E.; Stasinaki, A.-N.; Nomikos, T.; Terzis, G. Muscle fiber composition, jumping performance, and rate of force development adaptations induced by different power training volumes in females. *Appl. Physiol. Nutr. Metab.* **2020**, *45*, 996–1006, doi:10.1139/apnm-2019-0786.
52. Rodiles-Guerrero, L.; Pareja-Blanco, F.; León-Prados, J.A. Effect of Velocity Loss on Strength Performance in Bench Press Using a Weight Stack Machine. *Int. J. Sports Med.* **2020**, doi:10.1055/a-1179-5849.

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



© 2020 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).



A Comparison of Electromyographic Inter-Limb Asymmetry during a Standard versus a Sling Shot Assisted Bench Press Exercise

by

Grzegorz Wojdala¹, Robert Trybulski^{2,3}, Marta Bichowska⁴, Michal Krzysztofik¹

The objective of this study was to compare peak surface electromyography (sEMG) activity of selected muscles along with inter-limb asymmetries between a control (CONT) and a Sling shot assisted (SS) bench press exercise. Ten resistance-trained males with at least three-year experience in resistance training (22.2 ± 1.9 years, 88.7 ± 11.2 kg, 179.5 ± 4.1 cm, bench press one-repetition maximum (1RM) = 127.3 ± 25.9 kg) performed the flat bench press exercise under two conditions at selected loads (85% and 100% of 1RM assessed without the SS). Peak sEMG amplitude of triceps brachii, pectoralis major, and anterior deltoid was recorded for the dominant and the non-dominant side of the body during each attempt. The comparison between the dominant and the non-dominant side was carried out using the limb symmetry index (LSI(%)) = $(2 \cdot (XR - XL) / (XR + XL)) \cdot 100\%$ where XR = values of the right side and XL = values of the left side. There was a main effect of condition ($p = 0.004$; $\eta^2 = 0.64$) and the load ($p = 0.004$; $\eta^2 = 0.63$) for the triceps brachii LSI in parallel with a main effect of condition ($p = 0.003$; $\eta^2 = 0.42$) for the anterior deltoid LSI. Post hoc analysis for the main effect of condition showed significant differences in the LSI between the CONT and SS conditions for the triceps brachii ($p = 0.003$; 1.10% vs. -8.78%) as well as for the anterior deltoid muscles ($p = 0.03$; 12.91% vs. 9.23%). The results indicate that the assistance of the Sling shot significantly affects the sEMG activity pattern on both the dominant and non-dominant sides of the body while influencing inter-limb asymmetries.

Key words: resistance exercise, EMG, training equipment, limb symmetry index, internal movement structure.

Introduction

Inter-limb asymmetries have been the topic of interest in recent years, mainly considering gait analysis and lower limb electromyography comparison (Abdul Halim et al., 2019; Bishop et al., 2018). The determination of inter-limb asymmetry frequently demands the assessment of symmetry indexes for proper analysis and correct inference. Such equations enable to evaluate the extent and the direction of the asymmetry suggested to be highly task-specific, mainly described as a percent value (Bishop et al., 2018; Carpes et al., 2010). Referring to empirical data, a significant asymmetry of

muscle activity and strength causes greater loading on passive structures and results in limited recovery with a greater risk of injury (Croisier et al., 2008), which can cause a decrease in physical performance (Bishop et al., 2018). Nevertheless, the degree of imbalances will vary depending on the performed activity and the choice of unilateral or bilateral exercise (Kuki et al., 2019). On the contrary, asymmetry is a natural feature, associated with anatomical and neurological factors, therefore it can be considered functional (Raya-González et al., 2021). The importance of muscle asymmetry, as well as imbalances in the kinematic, kinetic and muscle

¹ - Institute of Sport Sciences, The Jerzy Kukuczka Academy of Physical Education, Katowice, Poland.

² - Department of Medical Sciences, The Wojciech Korfanty School of Economics, Katowice, Poland.

³ - Provitia Zory Medical Center, Zory, Poland.

⁴ - Faculty of Physical Education, Gdansk University of Physical Education and Sport, Gdansk, Poland.

Authors submitted their contribution to the article to the editorial board.

Accepted for printing in the Journal of Human Kinetics vol. 83/2022 in July 2022.

excitation of upper limbs in relation to overall physical or sports performance have not been sufficiently researched. Concerning the asymmetry of muscle excitation patterns during bilateral upper body resistance exercises such as the barbell bench press, the majority of researchers have based their conclusions on surface electromyography (sEMG) analysis from the dominant side of the body (Stastny et al., 2017). Regarding most recent bench press research in competitive athletes as well as in recreationally trained subjects, authors often indicate the necessity of measuring sEMG activity on both sides of the body due to significant differences of peak sEMG amplitudes indicating higher values on the dominant side (Gołaś et al., 2018; Jarosz et al., 2020; Krzysztofik et al., 2021). The difference in muscle excitation between the dominant and non-dominant sides is manifested not only in the sEMG activity, but also in movement velocity, strength, consistency of movement and delayed fatigue (Bravi et al., 2017). Furthermore with an increase in external loads, an increase in sEMG amplitude is partially related with stabilization requirements, which may eventually lead to an increase in inter-arm asymmetry (Gołaś et al., 2018). The occurrence of a certain amount of sEMG activity asymmetry is also attributed to previous injuries, muscle imbalances or limb dominance; therefore, unilateral analysis based on one side of the body may result in inconsistencies and misinterpretations (Gołaś et al., 2018; Krzysztofik et al., 2021).

Recently, innovative approaches to developing or modifying exercises focused on strength and power output have emerged. An increasingly common phenomenon in advanced training is the use of elastic resistance and assisted equipment (Bellar et al., 2011; Dugdale et al., 2019; Wilk et al., 2020b). The application of elastic resistance consists in using various flexible bands to challenge a movement pattern and adjust the force capability of the muscles across the range of motion, whereas elastic assistance training uses a supportive or an overspeed approach allowing to perform supramaximal effort (Dugdale et al., 2019; Wilson and Kritz, 2014). While there is extensive literature on elastic resistance (Bellar et al., 2011; McMaster et al., 2009; Swinton et al., 2014), far less attention has been given to the use of elastic assistance. The implementation of this

method for the upper body can be done using a supportive device called the Sling shot. The Sling shot is made of extensible fabric with two connected sleeves, which makes it elastic and resilient while providing a braking effect on movement during the eccentric phase. Generally the Sling shot is a passive element, but during movement (especially in the eccentric contraction), the strain of the material of which the Sling shot is made ensures additional elastic energy which assists the athlete during the eccentric phase of movement providing a "rebound" effect during the concentric phase of the lift, while increasing the lifted load and power output (Wilk et al., 2020b, 2020c; Wojdala et al., 2020). The utilization of the Sling shot increases one-repetition maximum (1RM) test results (Dugdale et al., 2019; Ye et al., 2014), increases the maximal number of performed repetitions (Niblock and Steele, 2017; Pedrosa et al., 2020), bar velocity and power output (Dugdale et al., 2019; Ye et al., 2014) as well as changes in sEMG activity of the prime movers (Dugdale et al., 2019; Wojdala et al., 2020; Ye et al., 2014). It was evidenced that the Sling shot used during the bench press caused a decrease in sEMG of the prime movers, however, the degree of these changes depends upon the external load and the muscles examined (Wojdala et al., 2020).

Previous research on the impact of the Sling shot on sEMG activity concerned only the dominant side of the body (Dugdale et al., 2019; Wojdala et al., 2020; Ye et al., 2014). This seems a major limitation of those studies due to significant differences in sEMG amplitude between the dominant and non-dominant limbs (Gołaś et al., 2018; Jarosz et al., 2020). Therefore, a comprehensive study is needed on the analysis of sEMG activity changes in the dominant and non-dominant sides and muscle asymmetry occurring during dynamic exercises. Thus, the purpose of this study was to evaluate the acute impact of the Sling shot on the inter-limb asymmetry determined by the sEMG activity during the bench press exercise at submaximal and maximal external loads. Since the prime movers involved during the bench press are the pectoralis major, triceps brachii and anterior deltoid (Stastny et al., 2017), these muscle groups were selected for evaluation. It was hypothesized that the application of the Sling shot, through its structure

and properties, would decrease inter-limb asymmetry. If so, it would create opportunities to use the Sling shot as a rehabilitation tool to maximize athletic performance and reduce the risk of injury. Moreover, considering that previous studies have shown that the Sling shot causes a decrease in sEMG activity of the dominant side of the body (Dugdale et al., 2019; Wojdala et al., 2020; Ye et al., 2014), it was expected that the application of the Sling shot would reduce the sEMG activity of both the dominant and non-dominant limbs. The sample and the design, together with the research data, have been reported in an earlier publication (Wojdala et al., 2020). However, the present study extends the previous experiment by examining the unused data of the non-dominant side of the body along with calculating the limb symmetry index (LSI).

Methods

Experimental Approach to the Problem

The study was carried out according to a randomized crossover design, where each participant attended two experimental sessions: with the Sling shot (SS) and without it, as a control condition (CONT) separated by a one-week interval. During each of the experimental bench press sessions the participant performed a single repetition with a load of 85% and 100% 1RM evaluated without the Sling shot. The anterior deltoid, triceps brachii and pectoralis major peak sEMG amplitudes were recorded during both sessions. The comparison between the right and the left side was carried out using the limb symmetry index ($LSI(\%) = (2 \cdot (X_R - X_L) / (X_R + X_L)) \cdot 100\%$) where X_R = values of the right side and X_L = values of the left side (Aedo-Muñoz et al., 2019; Bishop et al., 2018). A positive LSI value indicated superiority of the right side, while a negative value showed superiority of the left side, whereas a score of 0 would indicate perfect symmetry between the limbs (Carpes et al., 2010).

One week before experimental sessions, participants completed a familiarization session including the 1RM bench press test protocol. Participants were required to withdraw from resistance training 72 h prior to each experimental session. Furthermore, participants were asked to maintain their dietary habits and sleep hygiene, refrain from consuming alcohol and taking

ergogenic aids or medications for 24 h prior to, and throughout the experimental sessions.

Participants

Ten resistance-trained male subjects participated in the study. Their age, 1RM in the bench press, body height and body mass equaled 22.2 ± 1.9 years, 127.3 ± 25.9 kg, 88.7 ± 11.2 cm and 179.5 ± 4.1 cm, respectively. The minimum resistance training experience required to participate in the study equaled 3 years, with an average of 6.0 ± 2.5 years. It should be emphasized that right-handedness with the right upper limb domination was found in all study participants. Participants were informed about the benefits and potential risks of the study prior to commencement of the experiment and gave their written consent to participate. Participants did not report any injuries or musculoskeletal disorders at the time of the study and were free to withdraw from the study at any moment. All measurements were conducted in the Strength and Power Laboratory of the Academy of Physical Education in Katowice. The research received the approval of the Bioethics Committee for Scientific Research, at the Academy of Physical Education in Katowice, Poland (3/2021) and was performed in accordance with the ethical standards of the Declaration of Helsinki, 2013.

Design and Procedures

The 1RM test was performed as previously described (Seo et al., 2012; Wojdala et al., 2020), yet without the Sling shot assistance. Testing was scheduled for the same time of the day for all experimental sessions to minimize the effects of the circadian rhythm. Testing started with dynamic mobility exercises for the upper body preceded by a general warm-up on the cycle ergometer for 5 min (heart rate of around 130 beats per minute). Afterwards, the specific part of the warm-up was carried out which consisted of 15, 10, and 5 bench press repetitions using 20%, 40%, and 60% of the estimated 1RM, respectively (Krzysztofik et al., 2020). The bench press grip width used for all experimental sessions was set at 150% of each participant's bi-acromial distance (Wilk et al., 2019). The 1RM test consisted of four to six attempts, starting with a load of 70% estimated 1RM. In each subsequent attempt, participants performed a single repetition using a 2/0/V/0 tempo of movement. These values refer to a 2 s negative work of lowering the barbell, a lack

of a pause in the transition phase, and a volitional movement tempo while lifting the barbell during positive work (Wilk et al., 2020a). The load was increased by 2.5-10 kg for each consecutive attempt and the process was repeated until failure with a 5 min rest interval before each repetition. Each repetition was executed while maintaining the hips on the bench and without bouncing the bar off of the chest.

The familiarization session was used to select the appropriate size of the Sling shot and to get participants familiarized with the Sling shot assisted bench press exercise paying attention to the technique of the movement execution. The Sling shot size was adopted based on bodyweight and manufacturer's guidelines (extra-large, large and medium size, each providing the same tension). In order to assess the technical proficiency, the correct movement technique was demonstrated by a resistance training coach together with the proper Sling shot placement (Figure 1). Following the general and specific warm-up, participants were allowed to practice the assisted bench press repeatedly until they felt comfortable performing the exercise (Wojdala et al., 2020; Ye et al., 2014). Afterwards, participants performed four sets of a single bench press repetition with the Sling shot using 80% 1RM.

Experimental Session

In a randomized crossover design each participant attended two experimental bench press sessions according to the SS and CONT protocols. During the experimental sessions participants performed a single repetition at a load of 85% and 100% 1RM assessed without the Sling shot, with five-minute rest intervals between particular trials. Grip width, rack heights, tempo of movement and the warm-up protocol were the same as in the familiarization session.

Electromyography

Peak sEMG amplitude of pectoralis major, triceps brachii and anterior deltoid muscles was collected and analyzed bilaterally with an eight-channel Noraxon TeleMyo 2400 system (Noraxon USA Inc., Scottsdale, AZ, USA; 1500 Hz). The gel-coated self-adhesive electrodes (Dri-Stick Silver circular sEMG Electrodes AE-131, NeuroDyne Medical, USA), with a 11 mm contact diameter and a 2 cm center-to-center distance, were located along the assumed direction of the underlying muscle fibers with reference to the SENIAM

recommendations (Konrad, 2006). The skin at the measurement spot was previously abraded, shaved and washed with alcohol. The grounding electrode was placed on the connection with the anterior deltoid muscle. In order to ensure repeatability of the mounting position, landmarks were used to place the electrodes during subsequent trials. The sEMG signals were collected with a sampling frequency of 1000 Hz and bandpass filtered (8-450 Hz), then subjected to a moving 100 ms root mean square (RMS) window and respectively normalized to the peak sEMG amplitude. The maximum voluntary isometric contractions (MVICs) were recorded for both sides of the body separately before and after each experimental session. Testing positions were chosen on the basis of the SENIAM procedure (Konrad, 2006), and standardized protocols (Stastny et al., 2017). The pectoralis major MVICs were recorded at an isometric Smith machine bench press immobilized by the supramaximal load with the arm abducted and the elbow flexed to 90°, triceps brachii MVICs at the seated triceps extension at 90° elbow flexion and anterior deltoid MVICs using a seated shoulder abduction with 90° arm flexion (Konrad, 2006). Participants gradually increased the force of the muscle contraction for two seconds and then generated maximum tension for three seconds. The MVIC of each examined muscle was selected to normalize sEMG results. Furthermore, the highest peak sEMG amplitude of the entire bench press repetition was used to estimate a percentage of MVIC (%MVIC).

Statistical Analysis

All statistical analyses were performed using Statistica 9.1. Results are presented as means with standard deviations. The Shapiro-Wilk test was used in order to verify the normality, homogeneity, and sphericity of the sample data variances. Differences in %MVIC between the CONT and SS conditions were examined using repeated measures three-way ANOVA (2 conditions [CONT vs. SS] × 2 loads [85% 1RM vs. 100% 1RM] × 2 side [right vs. left]). Furthermore, a two-way ANOVA (2 conditions × 2 loads) was used to compare LSI values. An independent analysis was performed for each muscle. Effect sizes for main effects and interactions were determined by partial eta squared (η^2). Partial eta squared values were

classified as small (0.01 to 0.059), moderate (0.06 to 0.137) and large (> 0.137). Post hoc comparisons using the Tukey's test were conducted to locate the differences between mean values when a main effect or an interaction was found. For pairwise comparisons, effect sizes were determined by Cohen's d which was characterized as large ($d > 0.8$), moderate (d between 0.8 and 0.5), small (d between 0.49 and 0.20) and trivial ($d < 0.2$) (Cohen, 1988). Percent changes with 95% confidence intervals (95CI) were also calculated. Statistical significance was set at $p < 0.05$.

Results

%MVIC of triceps brachii

The three-way repeated-measures ANOVA showed a statistically significant interaction for %MVIC condition \times side; ($p = 0.003$; $\eta^2 = 0.62$) and for load \times side ($p = 0.004$; $\eta^2 = 0.63$). The post hoc for interaction condition \times side showed significantly higher %MVIC for the CONT right side and the CONT left side when compared to the SS right side and the SS left side ($p < 0.001$ for all). We also registered significantly higher %MVIC for the SS left side when compared to the SS right side ($p = 0.009$). The post hoc tests for interaction of load \times side showed significantly lower %MVIC for the load of 85% 1RM right side when compared to the load of 85% 1RM left side ($p = 0.02$), 100% 1RM right side ($p < 0.001$) and 100% 1RM left side ($p < 0.001$). We also observed significantly lower %MVIC results for the load of 85% 1RM left side ($p = 0.02$), compared to 100% 1RM right side ($p < 0.001$) and 100% 1RM left side ($p < 0.001$). There were no differences in %MVIC between the load of 100% 1RM right side and 100% 1RM left side ($p = 0.31$).

We also registered a significant main effect for condition ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.96$) and for load ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.96$). Post hoc tests for the main effect of condition showed significantly higher %MVIC for the CONT when compared to the SS condition ($p < 0.001$). Post hoc tests for the main effect of load showed significantly higher %MVIC for the load of 100% 1RM when compared to 85% 1RM ($p < 0.001$).

%MVIC of the pectoralis major

The three-way repeated-measures ANOVA showed a statistically significant interaction for %MVIC condition \times side ($p = 0.02$; $\eta^2 = 0.46$). Post hoc test results for the interaction

of condition \times side showed significantly higher %MVIC for the CONT right side, when compared to the CONT left side, the SS right side and the SS left side ($p < 0.001$ for all), significantly higher %MVIC for the CONT left side compared to the SS right side and the SS left side ($p < 0.001$ for all), significant higher %MVIC for the SS right side when compared to the SS left side ($p < 0.001$).

There was also a significant main effect for condition ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.85$), load ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.96$) and side ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.94$). Post hoc test results for the main effect of condition showed significantly higher %MVIC for the CONT when compared to the SS condition ($p < 0.001$). Post hoc results for the main effect of load showed significantly higher %MVIC for the load of 100% 1RM when compared to 85% 1RM ($p < 0.001$). Post hoc tests for the main effect of side showed significantly higher %MVIC for the right side in comparison to the left side ($p < 0.001$).

%MVIC of anterior deltoid

The three-way repeated-measures ANOVA showed a statistically significant interaction for %MVIC condition \times load; ($p = 0.02$; $\eta^2 = 0.48$), and for condition \times side ($p = 0.008$; $\eta^2 = 0.55$). Post hoc tests for the interaction of condition \times load showed significant differences between CONT 85% 1RM, CONT 100% 1RM, SS 85% 1RM and SS 100% 1RM ($p < 0.001$ for all). Post hoc tests for the interaction of condition \times side showed significantly higher %MVIC for the CONT right side when compared to the CONT left side, the SS right side and the SS left side ($p < 0.001$ for all). Also, we observed significantly higher %MVIC for the CONT left side when compared to the SS left side ($p < 0.001$), and significantly higher %MVIC for the SS right side when compared to the SS left side ($p < 0.001$).

There was also a significant main effect for condition ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.97$) of load ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.81$) and side ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.71$). Post hoc tests for the main effect of condition revealed significantly higher %MVIC for the CONT when compared to the SS condition ($p < 0.001$). Post hoc tests for the main effect of load showed significantly higher %MVIC for the load of 100% 1RM when compared to 85% 1RM ($p < 0.001$). The post hoc tests for the main effect of side showed significantly higher %MVIC for the right when compared to the left side ($p = 0.001$).

LSI triceps brachii

The two-way repeated-measures ANOVA showed a statistically significant main effect for condition ($p = 0.004$; $\eta^2 = 0.64$) and for load ($p = 0.004$; $\eta^2 = 0.63$). Post hoc tests for the main effect of condition showed significant differences in the LSI between the CONT and SS conditions ($p = 0.003$; 1.10% vs. -8.78% respectively). Post hoc tests for the main effect of load showed significant differences in the LSI between the 85% 1RM and 100% 1RM load ($p = 0.004$; -11.53% vs. 3.85% respectively).

LSI pectoralis major

The two-way repeated-measures ANOVA did not show a statistically significant interaction ($p = 0.52$; $\eta^2 = 0.04$) and did not show a significant main effect for condition ($p = 0.15$; $\eta^2 = 0.21$) and for load ($p = 0.11$; $\eta^2 = 0.25$).

LSI anterior deltoid

The two-way repeated-measures ANOVA showed a statistically significant main effect for condition ($p = 0.003$; $\eta^2 = 0.42$). Post hoc tests for the main effect of condition showed significant differences in the LSI between the CONT and SS conditions ($p = 0.03$; 12.91% vs. 9.23, respectively).



Figure 1
Position of the Sling shot during the sample repetition of the barbell bench press; the Sling shot sleeves were located in the middle of the elbows.

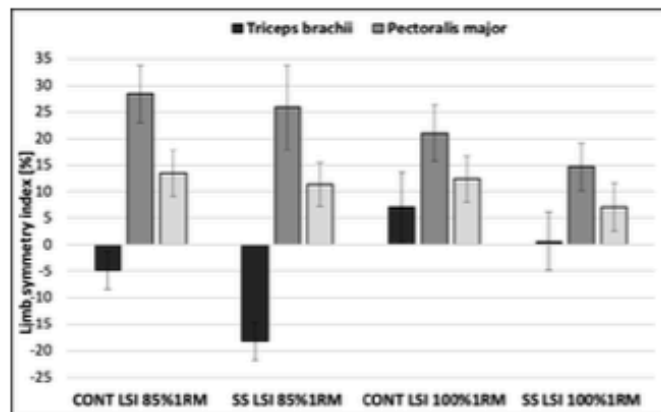


Figure 2
Comparison of the limb symmetry index of muscles recorded under different conditions and with different external loads.

Table 1
Peak sEMG amplitude of muscles recorded for both sides of the body under different conditions and with different external loads.

Muscle group	%MVIC RIGHT	%MVIC LEFT	ES	%MVIC RIGHT	%MVIC LEFT	ES
	SIDE (95% CI)	SIDE (95% CI)		SIDE (95% CI)	SIDE (95% CI)	
	85% 1RM CONT			85% 1RM SS		
Anterior deltoid	114.6 ± 8.1 (108.8 to 120.4)	100.1 ± 6.1 (95.7 to 104.5)	2.02	101.1 ± 7.6 (95.7 to 106.5)	90.1 ± 4.5 (86.9 to 93.3)	1.76
Pectoralis major	66.4 ± 5.6 (62.4 to 70.4)	49.9 ± 4.9 (46.4 to 53.4)	3.14	56.6 ± 4.5 (53.4 to 59.8)	43.6 ± 3.3 (41.2 to 46.0)	3.29
Triceps brachii	79.8 ± 6.1 (75.4 to 84.2)	83.7 ± 4.6 (80.4 to 87)	0.72	59.4 ± 5.6 (55.4 to 63.4)	71.1 ± 3.1 (68.9 to 73.3)	2.99
	100% 1RM CONT			100% 1RM SS		
Anterior deltoid	122.5 ± 6.0 (118.2 to 126.8)	108.3 ± 7.2 (103.2 to 113.4)	2.14	104.2 ± 4.0 (101.3 to 107.1)	97.2 ± 6.8 (92.3 to 102.1)	1.25
Pectoralis major	86.6 ± 6.3 (82.1 to 91.1)	70.5 ± 9.5 (63.7 to 77.3)	2.00	73.0 ± 4.8 (69.6 to 76.4)	63.0 ± 4.2 (60.0 to 66.0)	2.22
Triceps brachii	103.5 ± 5.5 (99.6 to 107.4)	96.4 ± 5.2 (92.7 to 100.1)	1.33	84.4 ± 8.6 (78.3 to 90.5)	83.5 ± 2.7 (81.6 to 85.4)	0.14

Data are presented as mean ± standard deviation and 95% confidence interval (95% CI); CONT = control condition; SS = Sling shot condition; MVIC = maximum voluntary isometric contractions; ES = effect size.

Table 2
The limb symmetry index of muscles recorded under different conditions and with different external loads.

Muscle group	LSI CONT	LSI SS (95% CI)	ES	LSI CONT	LSI SS (95% CI)	ES
	(95% CI)	(95% CI)		(95% CI)	(95% CI)	
	85% 1RM			100% 1RM		
Anterior deltoid	13.4 ± 8.7 (7.2 to 19.7)	11.4 ± 8.5 (5.3 to 17.5)	0.24	12.4 ± 8.1 (6.6 to 18.2)	7.1 ± 9.1 (0.6 to 13.6)	0.61
Pectoralis major	28.4 ± 10.8 (20.7 to 36.1)	25.9 ± 10.6 (18.3 to 33.5)	0.24	21.0 ± 16.0 (9.6 to 32.4)	14.7 ± 9.0 (8.2 to 21.2)	0.49
Triceps brachii	-4.9 ± 7.2 (-10.0 to 0.2)	-18.2 ± 13.0 (-27.5 to -8.8)	1.26	7.1 ± 7.1 (2.0 to 12.2)	0.6 ± 10.9 (-7.2 to 8.4)	0.71

Data are presented as mean ± standard deviation and 95% confidence interval (95% CI); LSI = limb symmetry index; CONT = control condition; SS = Sling shot condition; ES = effect size.

Discussion

The main finding of the present research indicates that inter-limb asymmetries, determined by the LSI formula, differed significantly between the CONT and SS conditions. The Sling shot assistance resulted in decreased LSI values for the anterior deltoid and triceps brachii muscles. Furthermore, the LSI of the triceps brachii muscle increased with progressing external loads, while the asymmetry of the pectoralis major was not

affected by the conditions or the load used. Furthermore, there was a significant interaction between the conditions, the load and the measured side and peak sEMG amplitude within particular muscles. The excitation of all measured muscles on both sides was dependent on the applied external load and the condition, increasing up to the load of 100% 1RM while decreasing under the SS condition. The obtained results showed a significantly higher %MVIC of

the anterior deltoid and pectoralis major muscles on the dominant side at both loads regardless of the condition. On the contrary, comparing the triceps brachii muscle sEMG activity at 85% 1RM, the non-dominant side demonstrated a higher %MVIC, both during the CONT as well as the SS protocol. Therefore, the results confirm the hypothesis that the Sling shot has a significant impact on limb asymmetries, yet the influence differs depending on the external load and the muscle examined.

Most previous studies that evaluated changes in sEMG activity during the bench press assessed only the dominant side of the body/limb (Stastny et al., 2017). Nevertheless, despite the lack of precise guidelines regarding bilateral measurements (Besomi et al., 2020), researchers have recently attempted an evaluation of body asymmetry and laterality. Several authors have mentioned the need to measure sEMG activity on both the right and the left side of the body as the sEMG amplitudes differed significantly, pointing out increased values on the dominant side (Gofaś et al., 2018; Jarosz et al., 2020; Krzysztofik et al., 2021). This is in line with the results of this study which showed significant differences in sEMG activity between the dominant and the non-dominant side of the body. Such differences were observed for both conditions. Greater muscle tension on the dominant side, which was present in the pectoralis major and anterior deltoid, confirms the predominance of one limb over the other (Gofaś et al., 2018; Krzysztofik et al., 2021). Possible explanations are related to persistent preferential use of the dominant limb leading to morphological and physiological adaptations in muscle function and composition, enlarged excitability of the dominant motor cortex or central nervous system optimization (Bravi et al., 2017; Williams et al., 2002). Furthermore, motor lateralization reflects the proficiency of each arm for complementary functions, with the dominant arm relying on dynamic properties of movement and the non-dominant arm on optimizing positional stability (Mutha et al., 2013). These dependencies apply to the entire limb, but not necessarily to particular muscles involved in specific movements (Gofaś et al., 2018), as confirmed in our study by greater triceps brachii sEMG activity on the non-dominant side with submaximal loads, which may have been

compensated by substantially increased excitation of the pectoralis major on the dominant side. The LSI formula indicated that the SS condition significantly altered the inter-limb sEMG amplitude ratio for both the triceps brachii and anterior deltoid muscles relative to the CONT condition. The results also indicate an increased involvement of the non-dominant limb in the Sling shot assisted exercise, which was confirmed by lower LSI values with a particularly high decrease of the triceps brachii LSI (Table 2). However, it should be taken into account that of the prime movers, the triceps brachii sEMG amplitude is the most susceptible to change during various conditions of the bench press exercise (Krzysztofik et al., 2020; Stastny et al., 2017). The contrast in sEMG activities of particular muscles on both sides of the body likely reflects different levels of muscular strength, acquired movement patterns through long term training or past injuries (Gofaś et al., 2018). Thereby, it seems advisable to analyze the sEMG activity of chosen muscles during resistance exercises on both sides of the body.

The results of the current study demonstrated significant differences in the bench press prime movers' peak sEMG amplitude between the sides of the body and various loads, concurrently evaluating separate lifting conditions considering the Sling shot assistance. The %MVIC values of all prime movers obtained under the SS condition were significantly lower than those in the CONT protocol, which is consistent with previous studies (Dugdale et al., 2019; Wojdala et al., 2020; Ye et al., 2014). However, this is the first study where this phenomenon has also been confirmed for peak sEMG amplitude in the non-dominant limb. Depending on the external load, side and muscle analyzed, the decrease in peak sEMG amplitude using the Sling shot ranged from 6.3 to 20.4 %MVIC (Table 1). This reduction occurs as a result of the elastic assistance enhancement of the Sling shot on both sides of the body mainly by generating greater initial bar velocity and decreasing the time under tension of each repetition (Pedrosa et al., 2020) as an essential factor of muscle excitation (Wilk et al., 2020d). Although the decline in sEMG amplitude was recorded for all measured muscles, it should be emphasized that the greatest decrease caused by

the Sling shot assistance occurred in the triceps brachii muscle (12.6 to 20.4 %MVIC; Table 1), which possibly results from the placement of the sleeves. Dugdale et al. (2019) suggest that the Sling shot directly influences the elbow position causing a change in bench press mechanics and the occurrence of the sticking point, changing the triceps brachii sEMG activity. This is probably correlated with the largest stretch of the fabric and mechanical assistance at the start of the positive work during the bench press repetition where the involvement of the triceps brachii muscle is fundamental (Dugdale et al., 2019; Van Den Tillaar and Ettema, 2009, 2010; Wojdala et al., 2020). The triceps brachii LSI evaluated in the current study was susceptible to an increase in the external load as indicated by significantly lower asymmetry along with greater involvement of the dominant limb at the maximum load, whereas the difference between the loads was greater for the SS compared to the CONT condition (Table 2). This is partly consistent with the study by Golaś et al. (2018) which showed a reduced inter-limb difference in total sEMG amplitude of the bench press at a load of 90% 1RM compared to 70% 1RM. Those authors explained this relationship by higher activation of the central nervous system and optimized muscle coordination to perform a more demanding motor task according to the Henneman's size principle (Henneman et al., 1965; Strońska et al., 2018). The use of the Sling shot as a training tool, through reducing the muscle excitation of prime movers, allows to train through a larger volume while generating less stress on the elbow and shoulder joints what may convert into greater gains in muscle strength (Niblock and Steele, 2017; Ye et al., 2014). Furthermore, considering the greatest decrease in peak sEMG amplitude of the triceps brachii during the bench press with the Sling shot, additional complementary exercises of this muscle group should be implemented in order to maintain optimal strength and muscular hypertrophy (Peterson et al., 2011; Wojdala et al., 2020).

Among all the prime movers, only the pectoralis major LSI showed no significant differences between conditions or loads together with a relatively lower %MVIC compared to the other muscles examined (Table 2). It may be attributed to a change in the bench press

movement pattern at loads close to maximal when the pectoralis major changes from a prime mover to a supportive prime mover limiting its contribution to movement (Król and Golaś, 2017). Moreover, it is also suggested that the Sling shot does not affect the pectoralis major muscle inter-limb symmetry considering the Sling shot position directly on the chest and a negligible moment of force. Furthermore, it is noticeable in the present study that the pectoralis major demonstrated the highest baseline LSI values under both the CONT and SS conditions. Such results are in accordance with the study of Aedo-Muñoz et al. (2019) who conducted research on Paralympic weightlifters including LSI assessment in relation to the bench press. Results of that study confirmed the possibility of inter-limb asymmetries exceeding 20% in a group of resistance trained subjects, nonetheless, it should be noted that individual values can vary significantly. However, there are no conclusive recommendations as to the optimal ranges of the LSI for preventing injury or optimizing athletic performance considering the bench press exercise, thus research in this area should be continued.

There are some study limitations that need to be addressed. The research findings proved significant changes of the prime movers sEMG activity, though the stabilizer and antagonistic muscles were not included in the analysis of the internal structure of the movement. Furthermore, the kinematics of both bench press conditions along with the external structure of the movement (i.e., forces and movement torques) were not examined in this study. Relative instead of absolute loads were used for the evaluation, with no 1RM measurements with the Sling shot assistance. Future research should address the influence of the Sling shot on stabilizer muscles in the bench press in both men and women, as well as the impact of the inter-limb asymmetries together with strength, power and hypertrophy adaptations.

Conclusions

The results of the present study indicate that the Sling shot assistance significantly affects the sEMG activity pattern on both the dominant and non-dominant sides of the body while influencing the inter-limb asymmetries. The LSI of the prime movers considered during the bench press exercise implies that the Sling shot

assistance increases the relative involvement of the non-dominant limb while decreasing the sEMG muscle activity of both limbs. Furthermore, the load increase was associated with greater symmetry of movement, mainly due to the shift of excitation of the triceps brachii muscle. Significant

asymmetries between the limbs justify the recording of sEMG activity on both sides of the body, which should be the basis for modern research using sEMG.

References

- Abdul Halim, H. N., Azaman, A., Manaf, H., Saidin, S., Zulkapri, I., & Yahya, A. (2019). Gait Asymmetry Assessment using Muscle Activity Signal: A Review of Current Methods. *Journal of Physics: Conference Series*, 1372, 012075. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1372/1/012075>
- Aedo-Muñoz, E., Sanchez-Ramirez, C., Moya-Jofre, C., Bustamante-Garrido, A., Araya-Ibacache, M., Dal Bello, F., Brito, C.-J., & Miarka, B. (2019). Electromyographic inter-limb asymmetry in bench press exercise in elite paralympics weightlifters. *ISBS Proceedings Archive*, 37(1), 67.
- Bellar, D. M., Muller, M. D., Barkley, J. E., Kim, C.-H., Ida, K., Ryan, E. J., Bliss, M. V., & Glickman, E. L. (2011). The Effects of Combined Elastic- and Free-Weight Tension vs. Free-Weight Tension on One-Repetition Maximum Strength in the Bench Press: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(2), 459–463. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c1f8b6>
- Besomi, M., Hodges, P. W., Clancy, E. A., Van Dieën, J., Hug, F., Lowery, M., Merletti, R., Søgaard, K., Wrigley, T., Besier, T., Carson, R. G., Disselhorst-Klug, C., Enoka, R. M., Falla, D., Farina, D., Gandevia, S., Holobar, A., Kiernan, M. C., McGill, K., ... Tucker, K. (2020). Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: Amplitude normalization matrix. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 53, 102438. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102438>
- Bishop, C., Turner, A., & Read, P. (2018). Effects of inter-limb asymmetries on physical and sports performance: A systematic review. *Journal of Sports Sciences*, 36(10), 1135–1144. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1361894>
- Bravi, R., Cohen, E. J., Martinelli, A., Gottard, A., & Minciaccchi, D. (2017). When Non-Dominant Is Better than Dominant: Kinesiotape Modulates Asymmetries in Timed Performance during a Synchronization-Continuation Task. *Frontiers in Integrative Neuroscience*, 11, 21. <https://doi.org/10.3389/fnint.2017.00021>
- Carpes, F. P., Mota, C. B., & Faria, I. E. (2010). On the bilateral asymmetry during running and cycling – A review considering leg preference. *Physical Therapy in Sport*, 11(4), 136–142. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2010.06.005>
- Croisier, J.-L., Ganteaume, S., Binet, J., Genty, M., & Ferret, J.-M. (2008). Strength Imbalances and Prevention of Hamstring Injury in Professional Soccer Players: A Prospective Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(8), 1469–1475. <https://doi.org/10.1177/0363546508316764>
- Dugdale, J. H., Hunter, A. M., Di Virgilio, T. G., Macgregor, L. J., & Hamilton, D. L. (2019). Influence of the “Slingshot” Bench Press Training Aid on Bench Press Kinematics and Neuromuscular Activity in Competitive Powerlifters: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(2), 327–336. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001853>
- Golaś, A., Maszczyk, A., Pietraszewski, P., Wilk, M., Stastny, P., Strońska, 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>
- Golaś, A., Maszczyk, A., Stastny, P., Wilk, M., Ficek, K., Lockie, R., & Zajac, A. (2018). A New Approach to EMG Analysis of Closed-Circuit Movements Such as the Flat Bench Press. *Sports*, 6(2), 27. <https://doi.org/10.3390/sports6020027>
- Henneman, E., Somjen, G., & Carpenter, D. O. (1965). Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *Journal of Neurophysiology*, 28(3), 560–580. <https://doi.org/10.1152/jn.1965.28.3.560>
- Jarosz, J., Golaś, A., Krzysztofik, M., Matykiewicz, P., Strońska, K., Zajac, A., & Maszczyk, A. (2020). Changes in Muscle Pattern Activity during the Asymmetric Flat Bench Press (Offset Training). *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(11), 3912.

- <https://doi.org/10.3390/ijerph17113912>
- Konrad, P. (2006). *A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon U.S.A. Inc.
- Król, H., & Gołaś, A. (2017). Effect of Barbell Weight on the Structure of the Flat Bench Press: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(5), 1321–1337. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001816>
- Krzysztofik, M., Golas, A., Wilk, M., Stastny, P., Lockie, R. G., & Zajac, A. (2020). A Comparison of Muscle Activity Between the Cambered and Standard Bar During the Bench Press Exercise. *Frontiers in Physiology*, 11, 875. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.00875>
- 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*, 56, 102513. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102513>
- Kuki, S., Konishi, Y., Okudaira, M., Yoshida, T., Exell, T., & Tanigawa, S. (2019). Asymmetry of force generation and neuromuscular activity during multi-joint isometric exercise. *The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, 8(1), 37–44. <https://doi.org/10.7600/jpsm.8.37>
- McMaster, D. T., Cronin, J., & McGuigan, M. (2009). Forms of Variable Resistance Training: *Strength and Conditioning Journal*, 31(1), 50–64. <https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e318195ad32>
- Mutha, P. K., Haaland, K. Y., & Sainburg, R. L. (2013). Rethinking Motor Lateralization: Specialized but Complementary Mechanisms for Motor Control of Each Arm. *PLoS ONE*, 8(3), e58582. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0058582>
- Niblock, J., & Steele, J. (2017). The ‘Slingshot’ can enhance volume-loads during performance of bench press using unaided maximal loads. *Journal of Trainology*, 6(2), 47–51. https://doi.org/10.17338/trainology.6.2_47
- Pedrosa, G., Corrêa da Silva, B., Ferreira Barbosa, G., Rodrigues dos Santos, M., Simões, M., Alves Ferreira, G., Pedrosa, R., Dias da Silva, R., & Ribeiro Diniz, R. (2020). The ‘Sling Shot’ increased the maximum number of repetitions in the barbell bench press in men with different resistance training experience. *Human Movement*, 21(1), 22–31. <https://doi.org/10.5114/hm.2020.88150>
- Peterson, M. D., Pistilli, E., Haff, G. G., Hoffman, E. P., & Gordon, P. M. (2011). Progression of volume load and muscular adaptation during resistance exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 111(6), 1063–1071. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1735-9>
- Raya-González, J., Clemente, F. M., & Castillo, D. (2021). Analyzing the Magnitude of Interlimb Asymmetries in Young Female Soccer Players: A Preliminary Study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(2), 475. <https://doi.org/10.3390/ijerph18020475>
- Seo, D.-I., Kim, E., Fahs, C. A., Rossow, L., Young, K., Ferguson, S. L., Thiebaud, R., Sherk, V. D., Loenneke, J. P., Kim, D., Lee, M.-K., Choi, K.-H., Bembien, D. A., Bembien, M. G., & So, W.-Y. (2012). Reliability of the one-repetition maximum test based on muscle group and gender. *Journal of Sports Science & Medicine*, 11(2), 221–225.
- Stastny, P., Gołaś, A., Blazek, D., Maszczyk, A., Wilk, M., Pietraszewski, P., Petr, M., Uhlir, P., & Zajac, A. (2017). A systematic review of surface electromyography analyses of the bench press movement task. *PLOS ONE*, 12(2), 1–16. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0171632>
- Strońska, K., Trebert, M., Gołaś, A., Maszczyk, A., & Zajac, A. (2018). Changes in EMG activity of the prime movers during 10 sets of the flat bench press performed to concentric failure. *Baltic Journal of Health and Physical Activity*, 10(1), 22–29. <https://doi.org/10.29359/BJHPA.10.1.02>
- Swinton, P., Keogh, J., & Lake, J. (2014). Practical applications of biomechanical principles in resistance training: The use of bands and chains. *Journal of Fitness Research*, 3(2), 26–41.
- Van Den Tillaar, R., & Ettema, G. (2009). A Comparison of Successful and Unsuccessful Attempts in Maximal Bench Pressing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(11), 2056–2063. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181a8c360>
- Van den Tillaar, R., & Ettema, G. (2010). The “sticking period” in a maximum bench press. *Journal of Sports Sciences*, 28(5), 529–535. <https://doi.org/10.1080/02640411003628022>
- Wilk, M., Gepfert, M., Krzysztofik, M., Golas, A., Mostowik, A., Maszczyk, A., & Zajac, A. (2019). The Influence of Grip Width on Training Volume During the Bench Press with Different Movement Tempos. *Journal of Human Kinetics*, 68(1), 49–57. <https://doi.org/10.2478/hukin-2019-0055>
- Wilk, M., Golas, A., Zmijewski, P., Krzysztofik, M., Filip, A., Coso, J. D., & Tufano, J. J. (2020a). The Effects of

- the Movement Tempo on the One-Repetition Maximum Bench Press Results. *Journal of Human Kinetics*, 72(1), 151–159. <https://doi.org/10.2478/hukin-2020-0001>
- Wilk, M., Krzysztófik, M., & Białas, M. (2020b). The influence of compressive gear on maximal load lifted in competitive powerlifting. *Biology of Sport*, 37(4), 437–441. <https://doi.org/10.5114/biolSport.2021.100145>
- Wilk, M., Krzysztófik, M., Filip, A., Zajac, A., Bogdanis, G. C., & Lockie, R. G. (2020c). Short-Term Blood Flow Restriction Increases Power Output and Bar Velocity During the Bench Press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, Publish Ahead of Print. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003649>
- Wilk, M., Tufano, J. J., & Zajac, A. (2020d). The Influence of Movement Tempo on Acute Neuromuscular, Hormonal, and Mechanical Responses to Resistance Exercise—A Mini Review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(8), 2369–2383. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003636>
- Williams, D. M., Sharma, S., & Bilodeau, M. (2002). Neuromuscular fatigue of elbow flexor muscles of dominant and non-dominant arms in healthy humans. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(4), 287–294. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(02\)00024-X](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00024-X)
- Wilson, J., & Kritz, M. (2014). Practical Guidelines and Considerations for the Use of Elastic Bands in Strength and Conditioning. *Strength and Conditioning Journal*, 36(5), 1–9.
- Wojdala, G., Golas, A., Krzysztófik, M., Lockie, R. G., Roczniok, R., Zajac, A., & Wilk, M. (2020). Impact of the “Sling Shot” Supportive Device on Upper-Body Neuromuscular Activity during the Bench Press Exercise. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(20), 7695. <https://doi.org/10.3390/ijerph17207695>
- Ye, X., Beck, T., Stock, M., Fahs, C., Daeyeol, K., Leonneke, J., Thiebaud, R., DeFreitas, J., & Rossow, L. (2014). Acute effects of wearing an elastic, supportive device on bench press performance in young, resistance-trained males. *Gazzetta Medica Italiana*, 173(3), 91–101.

Corresponding author:

Michał Krzysztófik

Department of Sports Theory, The Jerzy Kukuczka Academy of Physical Education
Mikołowska 72A str., 40-065 Katowice, Poland.
Tel.: +48 698 440 057
E-mail: m.krzysztófik@awf.katowice.pl

The Effects of the “Sling Shot” Device on Bench Press Performance, Mechanical Properties of Muscle, and Movement Kinematics

Grzegorz Wojdała, and Michał Krzysztofik

Institute of Sport Sciences, The Jerzy Kukuczka Academy of Physical Education in Katowice, Katowice, Poland

Abstract

Wojdała, G and Krzysztofik, M. The effects of the “sling shot” device on bench press performance, mechanical properties of muscle, and movement kinematics. *J Strength Cond Res* 37(4): 780–786, 2023—This study aimed to evaluate the influence of the sling shot support device at various external loads and intensities of effort, taking into account acute changes in power performance, mechanical muscle properties, and bench press kinematics. For this purpose, 12 resistance-trained men (age: 27.1 ± 4.2 years, body mass: 90.3 ± 16.9 kg, bench press [BP] 1 repetition maximum [1RM]: 112.7 ± 23.1 kg) (resistance training experience: 6.9 ± 3.8 years) participated in the study. Each subject completed 2 experimental sessions that differed in the use of the sling shot (SS) or nonuse (CONT) of the SS and an appropriate external load. The 2 experimental sessions consisted of the 1RM test, 3 sets of 2 repetitions of BP with the load increased in each set (50–70–90% 1RM), and a fourth set of the BP efforts to muscle failure with a 70% 1RM load. Before and after each set, the changes in triceps brachii oscillation frequency and stiffness were assessed by means of myotonometry. Results indicated a significant main effect of the SS to increase peak power ($p < 0.0001$, $\eta^2 = 0.733$). Furthermore, a significantly higher 1RM (129 ± 26 vs. 113 ± 23 kg, $p < 0.001$, effect size [ES]: 0.63), number of repetitions (15 ± 3 vs. 13 ± 2 , $p = 0.013$, ES: 0.76), and time under tension (34 ± 10 vs. 29 ± 6 seconds, $p = 0.017$, ES: 0.59) were found during the set to failure for SS in comparison to the CONT condition. Moreover, there was a significant main effect of time to increase oscillation frequency ($p = 0.001$; $\eta^2 = 0.666$) and stiffness ($p = 0.002$; $\eta^2 = 0.613$) from pre- to postset measure. In addition, the main effect of the side ($p = 0.034$; $\eta^2 = 0.348$) was reported to show higher stiffness on the dominant than on the nondominant side in the CONT condition. The results suggest that an independent 1RM measurement and a correspondingly higher workload are required to take full advantage of the SS device. Moreover, the SS can also be used successfully to increase training volume and the involvement of nondominant limbs during a bench press.

Key Words: resistance training, training equipment, supportive training device, myotonometry, muscle stiffness

Introduction

Upper-limb strength improvement is a substantial aspect of recreation and competitive sports training, whereas the bench press (BP) is often used for training, testing, or research purposes (30). The BP may be considered as a leading exercise used for developing strength, power, and hypertrophy of the upper body, particularly the *pectoralis major*, *anterior deltoid*, and *triceps brachii muscles* (10,30). However, it should be noted that the technique of the BP should reflect the specific requirements of a sports discipline (10). Furthermore, the course of the exercise itself can be configured by many factors, including exercise intensity and volume, movement tempo and velocity, time under tension, or range of motion (21,25). Moreover, athletes are diversifying their training routine more frequently to implement an additional stimulus to break through plateaus, avoid monotony, consolidate different training goals, or reduce the duration of training sessions (20). An accessory that is increasingly used in sports training, which significantly affects the kinematics of the BP movement along with the intensity and volume, is the sling shot (SS) supportive device. The SS is made of 2 resilient sleeves wrapping around the elbows connected with extensible material. The stretching of the material that makes up the SS provides

additional elastic energy that supports the athlete in the eccentric phase of the movement and allows for a rebound effect in the concentric phase of the lift (36,37). Research has shown that SS affects BP performance variables, increasing results of the one repetition maximum test (1RM), the generated power and bar velocity, and the number of repetitions performed until muscular failure. The use of the SS also changes the surface electromyography readings (sEMG), thus changing the activity pattern of the prime movers depending on the applied external load (6,26,27,36–38).

Despite partial evidence of the effectiveness of the SS, previous studies lacked a unified approach to testing methodology, with the main objection being that the 1RM test was not measured separately for SS-assisted BP (6,26,36). According to available knowledge, only 2 studies have included a separate 1RM measurement for both (RAW) and SS-assisted BP conditions (9,38). The study by Gavanda et al. (9) showed no significant differences in the increases in maximal strength and muscle mass within the chest and arms after 8 weeks of the assisted SS training intervention. The authors did not measure any kinematic nor physiological variables of the movement, which does not allow for a complete analysis. Moreover, research by Ye et al. (38) has shown that using the SS in a single repetition with a load equal to 1RM of RAW value increases the velocity of the movement and the generated power. Nevertheless, using a separate 1RM measurement for the SS-assisted BP with a correspondingly greater external load, the movement speed and power generated were found to be the same regardless of whether the 1RM was

Address correspondence to Michał Krzysztofik, m.krzystofik@iawf.katowice.pl.

Journal of Strength and Conditioning Research 37(4):780–786

© 2022 National Strength and Conditioning Association

obtained with or without the SS. Both of the presented studies (9,38) show contradictory results concerning previous ones involving the SS measurements, hence the resulting need for a more detailed analysis of this issue, taking into account various exercise intensities. Furthermore, the impact of the SS on endurance performance is also unclear. Although 2 studies (9,26) attempted to evaluate this phenomenon, only the number of repetitions were examined, which increased as a result of using the device. In this regard, however, there is a lack of analysis of the effects of the different loads on the efforts performed to muscle failure. The improvement in endurance can only be related to the lack of increase in external load between the RAW and SS protocols, whereas the actual impact of the SS in this regard may vary and requires an analysis in a broader context, analyzing different variables in the different characteristics of the effort.

Although a number of studies have analyzed muscle sEMG for both RAW and SS-assisted BP conditions (6,11,30,36), there is a gap in research investigating the mechanical properties of muscles. One of the methods to obtain such variables includes myotonometry, which has been shown to be a noninvasive and reliable method for assessing the biomechanical properties of particular muscles (4,7). The portable myotonometer device (Myoton) measures the mechanical response of the muscle tissue to a brief mechanical perturbation through a movable indentation probe and allows measurements in various environments, also during training. Myoton measurements not only are used to assess the mechanical properties of muscles and tendons but also show a near-linear correlation with sEMG activity and therefore provide an indirect measure of changes in the ability of muscles to generate force (4,19). Although the Myoton device has the capability to measure 5 variables (muscle tone, oscillation frequency, stiffness, decrement, relaxation time and creep), previous studies have defined only frequency of the oscillations (Hz) of the tested tissue after its deformation and stiffness ($N \cdot m^{-2}$), which determines the ability of the muscle to resist changes in its shape (16), as important factors affecting power and performance (14,18,24). However, the presented studies show ambiguous results, which do not allow to clearly determine whether the specific activity causes a decrease or an increase in stiffness and oscillation frequency. It can be assumed that the type of exercise, the intensity of the exercise, and the volume of the exercise have different effects on the mechanical properties of the muscles (14). With this in mind, it seems consistent to use myotonometric measurements to analyze the SS-assisted bench press. This will allow a more comprehensive analysis of the muscles and comparison of the obtained results with the sEMG measurements, which should indicate similar effects of the training aid. In addition, the level of fatigue measured with the Myoton device should also vary between conditions because of the unloading of the musculoskeletal system with the SS.

Considering the previously presented limitations in the research, we decided to conduct a research protocol with a separate measurement of 1RM depending on the conditions, allowing to determine the influence of the SS at different external load used and with different intensity of effort in male strength-trained athletes, taking into account the acute changes in power performance, muscle mechanical properties, and the BP kinematics. It was hypothesized that different loads and intensities will have different effects on the mechanical properties of muscles and that these will be accompanied by changes in performance.

Methods

Experimental Approach to the Problem

The subjects took part in a randomized crossover design procedure with 2 experimental sessions, preceded by a

familiarization session, within 2 weeks. The experimental sessions followed the same procedure with the only difference being the lack of use (CONT protocol) or the usage of the SS (SS protocol) for each task. Both experimental sessions included the 1RM test, separately for the barbell bench press and the SS-assisted bench press. Afterward, the subjects performed the 3 sets of 2 repetitions of the bench press exercise with the load increasing every set (50-70-90% 1RM) with the fourth set performed to muscular failure with the load of 70% 1RM. All testing and familiarization trials were conducted at the same time of the day and were separated by at least a 92-hour recovery interval, and the subjects were instructed not to perform any additional exercise to avoid fatigue and keep their habitual hydration, sleep, and nutritional status. This setup aimed to investigate the influence of the SS at different external loads used and with different intensity of effort on acute changes in muscle mechanical properties, and the BP kinematics.

Subjects

Twelve resistance-trained men (age = 27.1 ± 4.2 years, body mass = 90.3 ± 16.9 kg, bench press 1RM = 112.7 ± 23.1 kg) with training experience exceeding 3 years (6.9 ± 3.8) participated in the study. The subjects were free from neuromuscular and musculoskeletal disorders; 11 subjects were right handed, and one was ambidextrous (72.4 ± 36.5 laterality score from the Edinburgh Handedness Inventory [EHI]). Before commencement of the experiment, the subjects were informed about the main purpose of the study, potential benefits and risks of the study, and gave their written informed consent to participate in the experiment while being allowed to withdraw from the experiment at any moment. The research protocol was approved by the Institutional Review Board of The Jerzy Kukuczka Academy of Physical Education in Katowice (3/2021) and performed according to the ethical standards of the Declaration of Helsinki, 2013.

Procedures

Familiarization Session. In the week preceding the study, each subject took part in a familiarization session. The familiarization session was used to accomplish basic measurements, complete documentation with the EHI questionnaire, and select the appropriate size of the SS together with the technical execution of the SS-assisted bench press for each subject. The subjects arrived at the laboratory at the same time of the day as the upcoming experimental sessions to diminish the effects of circadian rhythm. Initially, anthropometric measurements such as height and chest circumference together with body mass were measured. Furthermore, the SS size was established according to the body mass of the subject and manufacturer's guidelines (medium, large, and extralarge in size, each providing the same tension). The bench press grip width was standardized for each subject for all sessions and set at 150% biacromial distance with the tempo of movement defined as V/O/X/O (denotes as volitional tempo of eccentric phase, no pause in the transition phase and maximal speed in concentric phase) (34,35). To standardize the technique of bench press attempts (without bouncing the bar off the chest or raising the hips off the bench (22)), the correct movement pattern was indicated by the resistance training coach along with the appropriate SS placement.

The subjects prepared for the effort by performing the general and specific warm-up, starting with 5-minute ergometer cycling

(heart rate of 120–140 beats per minute). Afterward, the subjects performed an individual general warm-up focused on dynamic mobility exercises for the upper body. The specific part of the warm-up included 15, 10, and 5 bench press repetitions using 20, 40, and 60% of the estimated 1RM, respectively (20,22). Then, the subjects practiced the bench press as well as the SS-assisted bench press repeatedly until they felt comfortable performing the exercise (36,38). At last, the subjects performed 3–5 sets of a single bench press repetition with the SS using 80% 1RM to ensure technical proficiency (37).

Experimental Sessions. Two testing sessions with the same protocols were used in the experimental trials, except for the use of the barbell bench press (CONT) or the SS-assisted bench press (SS). The warm-up protocol, grip width, tempo of movement, and rack height remained the same as during the familiarization session. Second, the subjects accomplished the 1RM bench press test, appropriate to the protocol being performed, to assess upper-body maximal strength (21). The first testing load was set to an estimated 80% 1RM and was increased by 2.5–10 kg for each following attempt until the subject would not complete the repetition. The 1RM was defined as the highest load completed within 5 attempts. The rest interval between subsequent sets was set at 5 minutes.

After the 1RM test, the subjects executed 3 sets of 2 repetitions of the bench press exercise at progressive loads of 50, 70, and 90% 1RM. Afterward, a single set was performed to momentary failure with the load equal to 70% 1RM. Muscular failure was defined as the inability to perform another concentric movement in its entire range of motion (15). The rest interval between successive attempts was set at 3 minutes. Immediately before and after each set (8 evaluations), the mechanical properties of triceps brachii long head muscle (both limbs) was assessed.

Assessment of Biomechanical Properties of the Muscle. To obtain the biomechanical properties of the triceps brachii long head, the MyotonPRO, hand-held myometer (MyotonPRO, Myoton AS, Tallinn, Estonia) was applied. Frequency of the oscillations (Hz) and stiffness ($N \cdot m^{-1}$) were subjected to further analysis. The Myoton's accelerometer was set at 3,200 Hz with an average value obtained from 5 consecutive measurements (0.4 N for 15 ms). The intraclass correlation coefficient (2-way mixed effects, absolute agreement, single rater) and coefficient of variation in this study were 0.96 (95% CI: 0.85–0.99) and 2.3% for non-dominant limb and 0.92 (0.73–0.98) and 4% for dominant limb oscillation frequency, and they were 0.94 (0.80–0.98) and 4.9% for non-dominant limb and 0.91 (0.71–0.98) and 5.3% for dominant limb stiffness.

Bench Press Performance Assessment. GymAware Powertool (Kinetic Performance Technology, Canberra, Australia), a linear position transducer, was used for the evaluation of peak bar velocity (PV), peak power (PP), time under tension (TUT), and number of repetitions (REP) as the reliable measuring device (3). The device was placed on the floor with the external end of the cable attached to the tip of the barbell. The velocity of the barbell was recorded at 50 Hz.

Statistical Analyses

All statistical analysis were performed using SPSS (version 25.0; SPSS, Inc., Chicago, IL) and were presented as means with SDs

(\pm SD). Moreover, the 95% confidence intervals for mean values were also provided. Statistical significance was set at $p < 0.05$. The normality of data distribution was checked using Shapiro-Wilk tests. The effects of the conditions, sides, intensities, and time point (pre-post set measure) in muscle mechanical properties were examined by 4-way repeated-measures (2 conditions \times 2 sides \times 2 times \times 4 intensities) analysis of variances (ANOVAs). The effects of the conditions and external load on the kinematic variables (2 conditions \times 3 loads) were determined by 2-way repeated-measures ANOVAs. When significant, pairwise comparisons were also conducted using the Bonferroni's test. The differences between conditions in one-repetition maximum, peak velocity, peak power, time under tension, and the number of repetitions during sets performed to failure were examined by paired sample t test. The effect size was determined by partial eta squared (η^2). Partial eta squared values were classified as small (0.01–0.059), moderate (0.06–0.137), and large (>0.137). The magnitude of mean differences was expressed with standardized effect sizes (ESs); thresholds for qualitative descriptors of Hedges g was interpreted as ≤ 0.20 "small", 0.21–0.8 "medium," and >0.80 as "large."

Results

Performance Variables

The 2-way ANOVA (2 conditions \times 3 loads) did not show a significant interaction ($p = 0.209$, $\eta^2 = 0.133$) but showed a significant main effect of the SS for increased PP ($p < 0.0001$, $\eta^2 = 0.733$) within the applied loads. The post hoc comparisons indicated a significantly higher PP at 50% ($p < 0.001$) and 70% 1RM ($p < 0.001$) during SS than in the CONT condition. No significant interaction ($p = 0.741$, $\eta^2 = 0.027$) or main effect of condition ($p = 0.459$, $\eta^2 = 0.051$) on PV was observed (Table 1).

A paired sample t test revealed no significant differences between CONT and SS conditions for PP ($p = 0.057$) and PV ($p = 0.911$) during the set performed to failure (Table 1).

A paired sample t test indicated significantly higher 1RM (129 ± 26 vs. 113 ± 23 kg, $p < 0.001$; ES = 0.63), number of repetitions (15 ± 3 vs. 13 ± 2 , $p = 0.013$; ES = 0.76), and time under tension (34 ± 10 vs. 29 ± 6 seconds, $p = 0.017$; ES = 0.59) during the set performed to failure for SS in comparison to CONT condition.

Muscle Biomechanical Properties

Oscillation Frequency. The 4-way ANOVA (2 sides \times 2 conditions \times 2 times \times 4 intensities) did show a significant time \times intensity interaction ($p = 0.009$; $\eta^2 = 0.291$) and main effect of time ($p = 0.001$; $\eta^2 = 0.666$) on oscillation frequency. The post hoc comparisons revealed a statistically significant increase from preset to postset measure in the second set ($p = 0.038$) for the dominant side and in the fourth set for both the dominant ($p = 0.009$) and non-dominant ($p = 0.023$) sides in the CONT condition. Moreover, a statistically significant increase from preset to postset measure was found in the fourth set for the dominant side ($p = 0.028$) and non-dominant side ($p = 0.04$) in the SS condition.

Stiffness. The 4-way ANOVA (2 sides \times 2 conditions \times 2 times \times 4 intensities) did not show any significant interaction but a main effect of side ($p = 0.034$; $\eta^2 = 0.348$) and time ($p = 0.002$; $\eta^2 = 0.613$) on stiffness. The post hoc comparisons revealed a statistically significant increase from preset to postset measure in the

Table 1
Comparison of explosive performance between conditions.*†

Condition	50% 1RM (95% CI)	70% 1RM (95% CI)	90% 1RM (95% CI)	Failure (95% CI)
Peak bar velocity (m·s ⁻¹)				
CONT	1.29 ± 0.14 (1.2–1.38)	0.83 ± 0.13 (0.75–0.92)	0.49 ± 0.11 (0.42–0.56)	0.70 ± 0.14 (0.61–0.78)
SS	1.31 ± 0.15 (1.21–1.41)	0.87 ± 0.11 (0.79–0.94)	0.50 ± 0.21 (0.36–0.63)	0.70 ± 0.11 (0.63–0.77)
ES	0.13	0.32	0.06	0
Peak power (W)				
CONT	828 ± 165 (723–932)	691 ± 150 (595–786)	522 ± 126 (442–602)	586 ± 117 (512–660)
SS	958 ± 203‡ (829–1,087)	807 ± 143‡ (716–898)	584 ± 234 (435–732)	637 ± 117 (563–711)
ES	0.68	0.76	0.32	0.42

*CONT = control condition; SS = sling shot condition; ES = effect size.

†Data are presented as mean ± SD and 95% confidence interval (95% CI).

‡Significant difference in comparison to corresponding set in CONT condition.

fourth set for the dominant ($p = 0.036$) and nondominant ($p = 0.022$) sides during the SS condition. Moreover, a statistically significant higher stiffness was found in the dominant side compared with the nondominant side in all premeasures and postmeasures for stiffness ($p < 0.05$ for all; ES = 0.47–0.62), except post-second ($p = 0.912$) and post-fourth set measurement ($p = 0.206$) during the CONT condition (Figure 1).

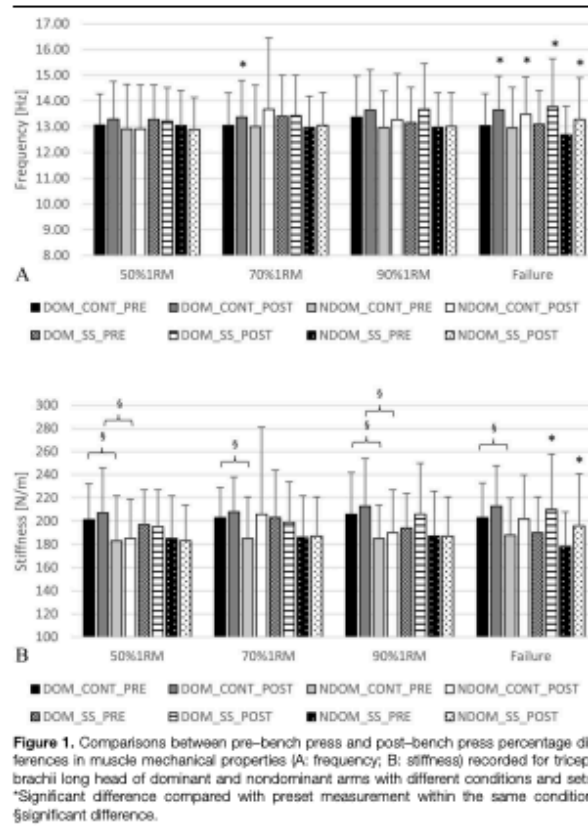
Discussion

This study analyzed acute changes in power performance, movement kinematics, and mechanical muscle properties of the long head of the triceps brachii muscle during the BP exercise for both RAW and the SS-assisted conditions performed at different external loads and intensities of effort. The results showed a significant increase in 1RM during the SS-assisted BP exercise compared with the RAW protocol, which affected subsequent variables. In addition, the results showed a significant effect of the SS on PP at all the intensities considered, whereas no effect on PV. The results of our study showed a significant increase in the number of repetitions and TUT with negligible influence on PP and PV for the SS-assisted BP compared with the RAW condition considering the sets performed until muscular failure, confirming our hypothesis about the different influence of the SS on movement variables in a strength endurance effort. Moreover, the mechanical properties of the triceps brachii indicated significantly higher oscillation frequency and stiffness for postset measurements compared with preset. Admittedly, there were no interactions taking into account the SS influence on the oscillation frequency and stiffness variables. However, a significantly higher stiffness was found in dominant limb than in nondominant limb during most of the measurements in the CONT condition.

This is the first study including a separate 1RM measurement for the SS condition to compare the impact of the SS elastic device on bench press performance, analyzing movement kinematics and muscle properties on both sides of the body. Most previous studies based their calculations on 1RM test conducted only under RAW conditions and may falsely suggest the benefits of using the SS (6,26,27,36). It should be taken into account that our results, as in previous publications, indicate that the maximal strength level measured with the 1RM test and peak power changed in favor of the assisted BP session. In addition, the velocity and power generated decreased with external load regardless of the BP protocol, which is consistent with the research on the bench press movement in different variations (13,17). However, results of peak velocity showed no difference between the conditions, which will be a key variable related to the

kinematics of the movement. Thus, according to our results, the increase in the power generated in the SS condition is most likely only because of the increased external load while maintaining the same velocity, caused by the support of the SS material itself or the mechanically more favorable position of the elbow before reaching the sticking point (6,36). This confirms the conclusions of Ye et al. (38) and Gavanda et al. (9), in which the use of a separate 1RM measurement for the SS-assisted BP nullified the apparent benefits. These results are consistent with ours and demonstrate the need for appropriate load manipulation when using assisted BP. Combining elastic and free-weight resistance can be an effective way to increase maximal strength and power (1), but it can be critical to identify the elastic resistance support and the actual work the subject is performing. It should be remembered that the use of the SS without choosing a correspondingly higher workload may only seem to increase performance. However, the implementation of the SS, especially with loads greater than those used on a daily basis in the training routine, may result in overcoming mental barriers and fear of extremely heavy loading in trained individuals.

This study considered 2 important aspects related to the effects of the SS support during the BP exercise. Although the first is related to maximal strength and power, the second refers to strength endurance performance. In the context of effort to muscular failure, our results suggest that there are no significant differences between the conditions in velocity and power. This is in contrast to the results of Dugdale et al. (6) who was the only author to examine these variables during multiple repetitions within a set applying the SS assistance. The results of the above-mentioned study show that when analyzing the PP and PV variables during 3 and 8 repetitions of the BP in particular sets, an increase in maximum velocity was found using the SS. However, it should be noted that these conclusions may not be reliable by using the same load under both RAW and SS conditions, and the SS effect itself on the power performance seems negligible. Conversely, based on our results, both more repetitions within the sets until failure and TUT under SS conditions can be mentioned despite the use of a separate 1RM. This may indicate the beneficial effect of the SS device on strength endurance efforts, which is consistent with the results of Pedrosa et al. (27) and Niblock and Steele (26), considering that they did not measure a separate 1RM level. This may be because of the greater support of the SS in the scale of the entire sets or because of the relief of the most demanding phase of the BP movement during the presticking point phase (6). Furthermore, the SS allows for a more rapid stretch during the transition from the eccentric to the concentric work of the bench press movement, improving the stretch-shortening cycle through the initial muscle stiffness and the postactivation



potentiation effect within such a repetition (2,23). As research shows (8), this effect seems to be amplified when using the SS by increasing the external load. From a practical point of view, implementing increased volume training with the SS assistance seems to be more beneficial to improve local muscular endurance and hypertrophy of the upper body (15,28). In addition, increasing the TUT may be useful for enhancing strength and hypertrophic adaptations, especially considering the extended eccentric phase of the movement (35). However, it should be remembered that some of the work during the increased volume is done by the elastic components of the equipment, and it is necessary to increase the load accordingly to induce the desired adaptations.

The reported changes in oscillation frequency and stiffness partially confirmed our initial hypothesis about the influence of various intensities on the differences in mechanical properties of the muscle. Acute changes in mechanical properties of the muscle (measured by the Myoton) as a result of exercise were reported as fatigue or potentiation (acute improvement in muscle function because of previous muscle activity) (14,31,32). Previous studies have shown that increases in oscillation frequency and stiffness might be associated with fatigue and decreased performance (29,33); therefore, the reported increase in parameters independently of the condition suggests that some degree of fatigue

has occurred. Apparently, an increased oscillation frequency may provide inadequate blood circulation and thus could be related to easier fatigability and overload (7). Moreover, according to the Henneman's size principle (12), these conditions required the activation of additional higher threshold motor units to reach the required muscle tension through the neuromuscular process of the central nervous system. Interestingly, there were no differences in the oscillation frequency and stiffness variables in relation to the RAW and SS conditions and also between the intensities. On the contrary, previous studies that included the measurement of muscle activity by sEMG and the use of the SS showed a significant difference between the conditions, body sides, and applied external loads (6,36,38). The authors have shown that the use of the SS acutely reduces muscle activity, which, however, increases with increasing load, and that there are also significant differences in activity between the upper limbs (37). It also seems that the SS support increases the relative involvement of the nondominant limb while decreasing the sEMG muscle activity of both limbs (37). Similarly, in this study, the dominant limb *triceps brachii long head* stiffness was significantly higher than that in the nondominant limb in the CONT condition, with no such differences in the SS condition. Given that an increase in stiffness may suggest fatigue, and previous indication that the use of a SS increases the involvement of the nondominant

side, it may be suggested that the use of a SS could be beneficial when the aim of the training is to reduce the asymmetry between the limbs.

The lack of the influence of intensity acknowledged in our research between the SS and RAW protocols may be related to the similar involvement of the muscles with the use of a separate 1RM measurement rather than using the same absolute load. Similar conclusions were reached by Ye et al. (38) who demonstrated no significant differences in the EMG activity of the *pectoralis major*, *anterior deltoid*, and *triceps brachii* muscles when using the maximum load determined in the RAW and SS conditions separately. Thus, when the 1RM measurement is relative and performed separately for the SS and RAW, the work done by the muscles is comparable. Both sEMG and myotonometry variables seem to be reliable tools for diagnosing muscle properties, but neither of these methods can be used alone for a comprehensive assessment of muscle function (19). However, it is worth mentioning that the increase in the oscillation frequency and stiffness from preset to postset measurement in sets performed to muscle failure highlights the fact that the degree of fatigue has increased. The higher signs of stress that appeared could be explained by the fact that the number of repetitions during a high workload resulted in higher TUT compared with the other protocols (5). Accordingly, it seems advisable to consider the biomechanical properties of muscles simultaneously with the analysis of power performance to determine whether the difference in muscle properties can be a reliable indicator of performance potential.

The results of this study have several limitations that must be addressed. Only one muscle (triceps brachii long head) was analyzed for its mechanical properties. Because exercise involving multiple joints were performed in this study, it cannot be excluded that the results could be different for other muscles involved in the BP movement. For an even more detailed analysis of the effects of the SS on movement, biomechanical variables such as the angles in the joints or the moments of force acting on them would also have to be analyzed. Moreover, residual fatigue or potentiation could have influenced the measurements because subjects performed one set after another. In addition, residual fatigue or potentiation could impact the measurements because subjects always performed sets in the same, not randomized, order. The methodology also lacks the evaluation of long-term training on the mechanical properties of muscles, which may be different from the acutely occurring changes. Finally, the differences in comparing our Myoton results with sEMG results from previous studies suggest that it would be necessary to perform the studies with both devices simultaneously to obtain a complete evaluation of the working muscles under different conditions and loads.

Practical Applications

The results of this study point to the need for a separate assessment of maximal strength levels when using the SS device in exercise and training routines. An independent 1RM measurement and a correspondingly higher workload are required to take full advantage of the SS. Otherwise, the effects may be negligible, and the assistance that results from using the equipment is only apparent, excluding mental help in overcoming sticking points. The SS can also be used with success for increased volume to stimulate muscle endurance and local hypertrophy and increase the involvement of nondominant limb during the bench press exercise. Considering modern training solutions, the Myoton seems to be a reliable and

compact tool for assessing local fatigue and muscle properties during training, especially immediately before and after specific exercises or between the sets.

References

- Anderson CE, Sforzo GA, Sigg JA. The effects of combining elastic and free weight resistance on strength and power in athletes. *J Strength Cond Res* 22: 567–574, 2008.
- Baker DG, Newton RU. Effect of kinetically altering a repetition via the use of chain resistance on velocity during the bench press. *J Strength Cond Res* 23: 1941–1946, 2009.
- Banyard HG, Nosaka K, Sato K, Haff GG. Validity of various methods for determining velocity, force, and power in the back squat. *Int J Sports Physiol Perform* 12: 1170–1176, 2017.
- Bizzini M, Mannion AF. Reliability of a new, hand-held device for assessing skeletal muscle stiffness. *Clin Biomech* 18: 459–461, 2003.
- Depaula Simola RA, Harms N, Raeder C, et al. Assessment of neuromuscular function after different strength training protocols using tensiomyography. *J Strength Cond Res* 29: 1339–1348, 2015.
- Dugdale JH, Hunter AM, Di Virgilio TG, Macgregor LJ, Hamilton DL. Influence of the “slingshot” bench press training aid on bench press kinematics and neuromuscular activity in competitive powerlifters. *J Strength Cond Res* 33: 327–336, 2019.
- Gapeyeva H, Vain A. *Methodical Guide: Principles of Applying Myoton in Physical Medicine and Rehabilitation*. Tartu, Estonia: Muomeetria, 2008.
- Garbisu-Hualde A, Santos-Concejero J. Post-activation potentiation in strength training: A systematic review of the scientific literature. *J Hum Kinet* 78: 141–150, 2021.
- Gavanda S, Wever M, Isenmann E, Geisler S. Training with an elastic, supportive bench press device is not superior to a conventional training approach in trained men. *Ger J Exerc Sport Res* 51: 312–319, 2021.
- Gepfert M, Krzysztofik M, Filip A, et al. Effect of grip width on exercise volume in bench press with a controlled movement tempo in women. *Balt J Health Phys Act* 11: 11–18, 2019.
- Golaś A, Maszczyk A, Pietraszewski P, et al. Muscular activity patterns of female and male athletes during the flat bench press. *Biol Sport* 35: 175–179, 2018.
- Henneman E, Somjen G, Carpenter DO. Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *J Neurophysiol* 28: 560–580, 1965.
- Hickmott LM, Chilibeck PD, Shaw KA, Butcher SJ. The effect of load and volume autoregulation on muscular strength and hypertrophy: A systematic review and meta-analysis. *Sports Med Open* 8: 9, 2022.
- Hill M, Rosicka K, Wlowski M. Effect of sex and fatigue on quiet standing and dynamic balance and lower extremity muscle stiffness. *Eur J Appl Physiol* 122: 233–244, 2022.
- Izquierdo M, Ibañez J, González-Badillo JJ, et al. Differential effects of strength training leading to failure versus not to failure on hormonal responses, strength, and muscle power gains. *J Appl Physiol* 100: 1647–1656, 2006.
- Jarocka E, Marusiak J, Kumorek M, Jaskólska A, Jaskólski A. Muscle stiffness at different force levels measured with two myotonometric devices. *Physiol Meas* 33: 65–78, 2012.
- Jovanovic M, Flanagan E. Researched applications of velocity based-strength training. *J Aust Strength Cond* 22: 58–69, 2014.
- Klich S, Fieck K, Krymski I, et al. Quadriceps and patellar tendon thickness and stiffness in elite track cyclists: An ultrasonographic and myotonometric evaluation. *Front Physiol* 11: 607208, 2020.
- Korhonen RK, Vain A, Vanninen E, Viir R, Jurvelin JS. Can mechanical myotonometry or electromyography be used for the prediction of intramuscular pressure? *Physiol Meas* 26: 951–963, 2005.
- Krzysztofik M, Golaś A, Wilk M, et al. A comparison of muscle activity between the cambered and standard bar during the bench press exercise. *Front Physiol* 11: 875, 2020.
- Krzysztofik M, Matykiewicz P, Filip-Stachnik A, et al. Range of motion of resistance exercise affects the number of performed repetitions but not a time under tension. *Sci Rep* 11: 14847, 2021.
- Krzysztofik M, Wilk M. The effects of plyometric conditioning on post-activation bench press performance. *J Hum Kinet* 74: 99–108, 2020.
- Krzysztofik M, Wilk M, Filip A, et al. Can post-activation performance enhancement (PAPE) improve resistance training volume during the bench press exercise? *Int J Environ Res Public Health* 17: 2554, 2020.

24. Lohr C, Braumann K-M, Reer R, Schroeder J, Schmidt T. Reliability of tensiomyography and myotonometry in detecting mechanical and contractile characteristics of the lumbar erector spinae in healthy volunteers. *Eur J Appl Physiol* 118: 1349–1359, 2018.
25. Martínez-Cava A, Hernández-Belmonte A, Courel-Ibáñez J, et al. Bench press at full range of motion produces greater neuromuscular adaptations than partial executions after prolonged resistance training. *J Strength Cond Res* 36: 10–15, 2022.
26. Niblock J, Steele J. The 'Slingshot' can enhance volume-loads during performance of bench press using unaided maximal loads. *J Trainology* 6: 47–51, 2017.
27. Pedrosa G, Corrêa da Silva B, Ferreira Barbosa G, et al. The 'sling shot' increased the maximum number of repetitions in the barbell bench press in men with different resistance training experience. *Hum Mov* 21: 22–31, 2020.
28. Peterson MD, Pistilli E, Haff GG, Hoffman EP, Gordon PM. Progression of volume load and muscular adaptation during resistance exercise. *Eur J Appl Physiol* 111: 1063–1071, 2011.
29. Roja Z, Kalkis V, Vain A, Kalkis H, Eglite M. Assessment of skeletal muscle fatigue of road maintenance workers based on heart rate monitoring and myotonometry. *J Occup Med Toxicol* 1: 20, 2006.
30. Stastny P, Gołaś A, Błazek D, et al. A systematic review of surface electromyography analyses of the bench press movement task. *PLoS One* 12: e0171632, 2017.
31. Tous-Fajardo J, Moras G, Rodríguez-Jiménez S, et al. Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *J Electromyogr Kinesiol* 20: 761–766, 2010.
32. Trybalski R, Wojdala G, Alexe DI, et al. Acute effects of different intensities during bench press exercise on the mechanical properties of triceps brachii long head. *Appl Sci* 12: 3197, 2022.
33. Wang J-S. Therapeutic effects of massage and electrotherapy on muscle tone, stiffness and muscle contraction following gastrocnemius muscle fatigue. *J Phys Ther Sci* 29: 144–147, 2017.
34. Wilk M, Gepfert M, Krzysztofik M, et al. The influence of grip width on training volume during the bench press with different movement tempos. *J Hum Kinet* 68: 49–57, 2019.
35. Wilk M, Golas A, Stastny P, et al. Does tempo of resistance exercise impact training volume? *J Hum Kinet* 62: 241–250, 2018.
36. Wojdala G, Golas A, Krzysztofik M, et al. Impact of the "sling shot" supportive device on upper-body neuromuscular activity during the bench press exercise. *Int J Environ Res Public Health* 17: 7695, 2020.
37. Wojdala G, Trybalski R, Bichowska M, Krzysztofik M. A comparison of electromyographic inter-limb asymmetry during a standard versus a sling shot assisted bench press exercise. *J Hum Kinet*, 83: 223–234, 2022.
38. Ye X, Beck T, Stock M, et al. Acute effects of wearing an elastic, supportive device on bench press performance in young, resistance-trained males. *Gazz Med Ital* 173: 91–101, 2014.

11. Zgoda komisji bioetycznej

Uchwała Nr 3/2021
Uczelnianej Komisji Bioetycznej ds. Badań Naukowych przy Akademii Wychowania
Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach
z dnia 27 maja 2021 roku
ws. opinii o projekcie eksperymentu medycznego.

Działając na podstawie § 6 ust. 5 Rozporządzenia Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej w sprawie szczegółowych zasad powoływania i finansowania oraz trybu działania komisji bioetycznych z dnia 11.05.1999r. (Dz. U. 1999 Nr 47, poz. 480) ustala się, co następuje:

§ 1.

Uczelniana Komisja Bioetyczna ds. Badań Naukowych przy Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach po przeanalizowaniu wniosku zgłoszonego przez dr Michała Krzysztofika nt. „Analiza wpływu stosowania zmiennego oporu na strukturę wewnętrzną i zewnętrzną ćwiczeń oporowych w treningu siły mięśniowej” oraz wysłuchaniu dodatkowych informacji i w wyniku przeprowadzonej dyskusji oraz głosowania

podjęła uchwałę o pozytywnym zaopiniowaniu wniosku, pod warunkiem spełnienia następujących uwag:

1. włączenie do projektu lekarza lub ratownika medycznego.

§ 2.

Wydana opinia dotyczy tylko rozpatrywanego wniosku z uwzględnieniem przedstawionego projektu; każda zmiana i modyfikacja wymaga uzyskania odrębnej opinii. Wnioskodawca zobowiązany jest do informowania o wszelkich poprawkach, które mogłyby mieć wpływ na opinie Komisji, o ciężkich lub niespodziewanych zdarzeniach niepożądanych i nieprzewidzianych okolicznościach i decyzjach innych komisji bioetycznych.

§ 3.

Komisja oczekuje raportu z badania po jego zakończeniu.

Do wiadomości:

1. dr Michał Krzysztofik;
2. aa

PRZEWODNICZĄCY

Komisji Bioetycznej ds. Badań Naukowych
Akademii Wychowania Fizycznego
im. Jerzego Kukuczki w Katowicach

[Podpis]
dr hab. Krzysztof Ficek, prof. AWF Katowice

Zgodnie z § 8 Rozporządzenia Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej w sprawie szczegółowych zasad powoływania i finansowania oraz trybu działania komisji bioetycznych z dnia 11.05.1999r. (Dz. U. 1999 Nr 47, poz. 480) od uchwały komisji bioetycznej służy odwołanie do Odwoławczej Komisji Bioetycznej przy Ministrze Zdrowia, za pośrednictwem Uczelnianej Komisji Bioetycznej ds. Badań Naukowych przy Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach, w terminie 14 dni od daty otrzymania niniejszego pisma.